



Pedro Miguel Cavaco Horta

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica

O efeito da prática de mindfulness na conectividade cerebral

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientadores: Carla Maria Quintão Pereira, Professora
Auxiliar, Faculdade de Ciências e Tecnologia da
Universidade Nova de Lisboa

Ricardo Nuno Pereira Verga e Afonso Vigário,
Professor Associado, Faculdade de Ciências e
Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Júri

Presidente: Prof. Dra. Célia Maria Reis Henriques
Arguente: Prof. Dra. Gina Maria Costa Caetano
Vogal: Prof. Dra. Carla Maria Quintão Pereira



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Novembro, 2020

O efeito da prática de mindfulness na conectividade cerebral

Copyright © Pedro Miguel Cavaco Horta, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

A presente dissertação foi redigida segundo o acordo ortográfico (1945).

Para Júlia, Luisílio e Ana Luísa

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho marca não só o culminar de largos meses de dedicação, mas acima de tudo a conclusão de um percurso académico marcado por muitos momentos, e por muitos, pelo que não teria qualquer nexos sem eles.

Endereço o meu profundo agradecimento à Professora Carla Quintão, orientadora do projecto, a quem tenho a agradecer a tremenda disponibilidade constante e atenção dedicada nos últimos meses, por todo o apoio e motivação, e acima de tudo todos os conhecimentos transmitidos, que ultrapassam os ensinamentos "dos livros". Ao Professor Ricardo Vigário, co-orientador da dissertação, o meu sincero agradecimento por todo o apoio, ajuda e sugestões com que contribuiu para o projecto, principalmente agradeço a sua boa disposição, que tanto ajudou a levar os últimos meses de ânimo mais leve. Ao Pedro Morais agradeço a disponibilidade permanente para esclarecer todas as dúvidas e toda a atenção dispensada com a minha dissertação.

Como referi, este é um marco daqueles que foram, até hoje, os melhores anos da minha vida. Anos esses que incluíram as maiores dores de cabeça, mas também muitos momentos de pura felicidade e, acima de tudo, de enorme realização pessoal. Destes anos fizeram parte os melhores, aqueles que, na verdadeira assumpção da palavra "amigo", foram tudo mesmo quando não havia tempo para retribuir de igual forma: Joana, Mariana, Ricardo e Sara, esta é para vocês, e o que quer que acrescente é pouco! Ao Diogo Tecelão agradeço-lhe toda a amizade, ajuda e paciência que teve para me aturar e por ter sido uma ajuda fundamental neste projecto. À Joana, ao Pedro e ao Gonçalo agradeço-lhes todo o empenho em proporcionarem ao afilhado mais chato uma vida académica tão preenchida. À Maria Inês, ao António, à Melany, à Carolina, à Mara e à Joana agradeço-lhes o acto de loucura, na promessa de que o orgulho neles será para sempre e a disponibilidade total.

Num caminho marcado por vários desafios não posso deixar de agradecer a todos aqueles que fizeram parte dos projectos que integrei ao longo do percurso na FCT NOVA. Obrigado à Comissão de Praxe de Biomédica que me transmitiu valores tão importantes e da qual foi uma honra fazer parte ao lado de grandes amigos. Obrigado a todos os membros da Comissão Organizadora do X ENEEB, do Núcleo de Biomédica da Nova 2016-2017 e 2017-2018 e da EBIMed, ao lado dos quais pude desenvolver várias competências e fazer parte de iniciativas tão nobres.

O meu agradecimento especial a uma família que ficará para sempre marcada, porque

na verdade a AEFCT é isso mesmo. A todos os membros do Mandato 2018 o meu agradecimento pelos ensinamentos, crescimento e momentos de alegria. A todos os membros e meus colegas que embarcaram comigo no projecto U, que cumpriu a sua missão, principalmente graças a eles e aos quais ficarei unido para a vida. Obrigado! Falar da AEFCT não é possível sem mencionar a Sónia! Se a AEFCT é casa, a Sónia é colo maternal que tendemos a procurar para nos confortar. Obrigado por tudo Sónia, por um ano que valeu por 10, para ti e para mim!

Ao meu irmão João, ao meu primo Carlos e à Sofia agradeço-lhes todos os conselhos, ajuda e momentos de descontração que me proporcionaram ao longo destes anos, mas acima de tudo agradeço-lhes a inspiração que significam para mim. Ao João Maria agradeço-lhe os momentos de alegria e diversão.

Por fim àqueles que sei correrem os caminhos mais agrestes, encurtarem distâncias, entre outras odes que nem sempre lhes são reconhecidas. À minha Tia Flora e ao meu Tio Chico agradeço todo o carinho e atenção. À minha Avó agradeço o seu profundo amor e todos os horizontes que me vislumbrou. Ao meu Tio Lela toda a sua dedicação, toda a atenção e todos os momentos de total dedicação. À minha Mãe e ao meu Pai agradeço todos os esforços que fizeram por mim, toda a dedicação para que tal fosse possível e toda a motivação que me deram. Isto é meu, é vosso, e principalmente é nosso. Principalmente porque sei que nada nos deixa mais felizes se não pensar que é dedicado aos nossos!

*Fui para os bosques de livre vontade. Para sugar todo o tutano
da vida. Para aniquilar tudo o que não era vida e para, quando
morrer, não descobrir que não vivi.*

H. D. Thoreau

RESUMO

O estilo de vida actual é promotor de estados de depressão, ansiedade ou stress, cujo tratamento passa maioritariamente pela prescrição de fármacos psicoactivos. Este panorama tem preocupado a área da Medicina, que tem procurado respostas alternativas. Uma delas é a prática de *mindfulness*, cujos benefícios têm sido amplamente testemunhados pelos seus praticantes. No entanto, continua sem se conhecer exactamente a sua influência na dinâmica do organismo, nomeadamente na actividade cerebral, pelo que o estudo de eventuais alterações tem merecido crescente atenção da área da Neurociência. Com este trabalho pretende-se estudar os efeitos da prática de *mindfulness* na conectividade cerebral, através de uma abordagem objectiva e longitudinal. Para isso, foram utilizados os dados de Electroencefalografia (EEG) recolhidos em 13 indivíduos, durante um trabalho de investigação anterior. Os dados foram adquiridos em 4 sessões distintas: antes, durante, no fim e após a realização de um curso de *mindfulness*. Em cada sessões, os indivíduos realizaram a mesma tarefa, alternando entre o estado de repouso e de concentração. Os registos de EEG foram utilizados para analisar a evolução da conectividade cerebral entre as diferentes regiões do cérebro, ao longo das sessões. Nesta análise foram consideradas as banda de frequências Teta, Alfa e Beta. Os resultados obtidos para as sessões 1 e 2 são idênticos e evidenciam a latência dos efeitos da prática de *mindfulness*. Através dos resultados obtidos, conclui-se a existência de uma reorganização na dinâmica funcional do cérebro, sendo observado um padrão de conectividade mais focalizado ao longo do tempo, mais evidente a partir da 3ª sessão, permanecendo após o fim do curso, pois entre a sessão 3 e a 4 (separadas por 2 meses) os padrões de conectividade apresentam semelhanças. Tal observação sustenta a hipótese da promoção da neuroplasticidade através prática de *mindfulness*.

Palavras-chave: Electroencefalografia, conectividade cerebral funcional, coerência, processos cognitivos, *mindfulness*

ABSTRACT

Modern society's lifestyle is a promoter of depression, anxiety and stress, which leads to the rise of psychoactive drugs consumption. This scenario constitutes a serious public health concern. To decrease this consumption, the field of medicine has been looking for alternative answers. Mindfulness practice is one of the alternative ways, its benefits have been widely known by its practitioners. However, its exact influence on the human organism remains unknown, namely about brain activity. This is the reason for the increasing attention from neuroscientists about mindfulness neurological effects. This work aims to study the effects of mindfulness practice on brain connectivity through an objective and longitudinal approach. For this study, Electroencephalography (EEG) records collected from 13 subjects during a previous investigation work were used. The data were acquired in 4 different sessions: before, during, at the end and two months after the conclusion of a mindfulness course. During each session, each subject performed a task alternating between the resting state and a cognitive process. EEG records were used to assess the brain connectivity evolution of different brain's regions. This analysis was performed for the frequency bands Theta, Alpha and Beta. The results obtained between sessions 1 and 2 do not differ so much, which proves a latency of the mindfulness effects. The results obtained indicate a reorganization in the brain's functional dynamics, observing a connectivity pattern more localized over time. This is expressly evident from the 3rd session. The results show that after the end of the course those effects remain for some time, since the results for sessions 3 and 4 reveal similarities. This fact supports the hypothesis for mindfulness-induced neural plasticity.

Keywords: Electroencephalography, functional brain connectivity, coherence, cognitive process, mindfulness

ÍNDICE

Lista de Figuras	xix
Lista de Tabelas	xxv
Siglas	xxvii
1 Introdução	1
1.1 Contextualização	1
1.2 Objectivos específicos e Estruturação	3
2 Mindfulness	5
2.1 <i>Mindfulness-Based Stress Reduction</i>	6
3 Conceitos de Neurofisiologia	9
3.1 Sistema Nervoso	9
3.2 Neurónio	10
3.2.1 Excitabilidade eléctrica dos neurónios	11
3.3 Encéfalo	14
4 Conectividade Cerebral	17
4.1 Indicadores de Conectividade Funcional	19
5 Electroencefalografia	21
5.1 Características do sinal EEG	22
5.1.1 Ritmos cerebrais	23
5.1.2 Artefactos	25
5.2 Aspectos técnicos	25
6 Estado da Arte	29
7 Materiais e Métodos	33
7.1 Materiais	33
7.1.1 Processo de recrutamento e caracterização da amostra	33
7.1.2 Aquisição de sinal EEG - Protocolo e Materiais	34
7.1.3 Exclusão de dados	35

7.2	Métodos	36
7.2.1	Pré-processamento do sinal EEG	37
7.2.2	Processamento do sinal EEG	42
7.2.3	Avaliação de alterações de coerência	45
8	Análise e Discussão dos resultados	49
8.1	Banda Teta	50
8.2	Banda Alfa	57
8.3	Banda Beta	64
9	Considerações Finais	71
9.1	Conclusões e contributos do estudo	72
9.2	Limitações do estudo	73
9.3	Considerações para trabalho futuro	74
	Bibliografia	77
	Apêndices	85
A	Apêndice 1: Remoção de Canais	85
B	Apêndice 2: Matrizes diferença da coerência dos participantes	87
B.1	Banda Teta	88
B.2	Banda Alfa	92
B.3	Banda Beta	96

LISTA DE FIGURAS

1.1	Evolução do número de publicações sobre os temas “EEG+Mindfulness” e “fMRI+Mindfulness” na base de dados PubMed entre 2000 e 2020	3
3.1	Organização do Sistema nervoso.	10
3.2	Estrutura de um neurónio multipolar.	11
3.3	Classificação estrutural dos neurónios.	12
3.4	Esquema de um potencial de acção (ou impulso nervoso).	13
3.5	Estruturas principais do encéfalo.	14
3.6	Lobos cerebrais.	15
4.1	Permutação entre a representação matricial e o mapa topográfico para o canal 16, do indicador de conectividade cerebral, coerência.	19
5.1	Cito e Mieloarquitectura do córtex cerebral.	22
5.2	Fontes de sinal EEG.	23
5.3	Tipos de ondas cerebrais presentes nos registos de EEG para as bandas de frequência abaixo dos 30Hz.	24
5.4	Principais artefactos fisiológicos presentes no sinal EEG.	26
5.5	Diagrama de blocos de um sistema de aquisição de sinal EEG.	26
5.6	Posicionamento de eléctrodos segundo o Sistema Internacional 10-20.	27
5.7	Localização dos eléctrodos de um capacete EEG com 32 canais.	28
7.1	Representação gráfica do protocolo de aquisição de dados.	34
7.2	Localização dos eléctrodos do capacete de EEG do sistema <i>gTEC Nautilus</i> para a aquisição de sinal.	36
7.3	Diagrama das etapas da metodologia do presente estudo.	37
7.4	Divisão do sinal EEG.	39
7.5	Distribuição dos eléctrodos e grupos considerados.	42
7.6	Interface desenvolvida.	44
7.7	Matriz de coerência obtida para o espectro de frequências Alfa.	45
7.8	Diagrama de caixa para a distribuição dos valores da média da matriz <i>M</i> de cada indivíduo, para cada sessão.	46
7.9	Matriz de coerência média para a banda Alfa, obtida para cada sessão.	47

8.1	Matrizes de coerência média obtidas para a banda Teta, para cada sessão e tarefa: repouso (R) e cálculo (C).	50
8.2	Matrizes da diferença entre coerência média da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões, para a banda de frequências Teta.	51
8.3	Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de repouso e banda de frequências Teta.	51
8.4	Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de cálculo e banda de frequências Teta.	52
8.5	Aplicação do valor limiar de 0,7 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Teta, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).	53
8.6	Aplicação do valor limiar de 0,8 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Teta, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).	53
8.7	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Fz, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.	54
8.8	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC5, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.	55
8.9	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo C3, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.	55
8.10	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC1, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.	56
8.11	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Pz, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.	56
8.12	Matrizes de coerência média obtidas para a banda Alfa, para cada sessão e tarefa: repouso (R) e cálculo (C).	57
8.13	Matrizes da diferença entre coerência média da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões, para a banda de frequências Alfa.	58
8.14	Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de repouso e banda de frequências Alfa.	59
8.15	Matrizes da diferença entre coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de cálculo e banda de frequências Alfa.	59
8.16	Aplicação do valor limiar de 0,7 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Alfa, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).	60
8.17	Aplicação do valor limiar de 0,8 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Alfa, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).	60
8.18	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Fz, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.	61
8.19	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC1, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.	61

8.20	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC2, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.	62
8.21	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC5, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.	62
8.22	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Pz, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.	63
8.23	Matrizes de coerência média obtidas para a banda Beta, para cada sessão e tarefa: repouso (R) e cálculo (C).	64
8.24	Matrizes da diferença entre coerência média da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões, para a banda de frequências Beta.	65
8.25	Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de repouso e banda de frequências Beta.	66
8.26	Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de cálculo e banda de frequências Beta.	66
8.27	Aplicação do valor limiar de 0,7 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Beta, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).	67
8.28	Aplicação do valor limiar de 0,8 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Beta, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).	67
8.29	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Fz, para a banda Beta e as diferentes sessões e tarefas.	68
8.30	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo F4, para a banda Beta e as diferentes sessões e tarefas.	68
8.31	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC2, para a banda Beta e as diferentes sessões e tarefas.	69
8.32	Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Pz, para a banda Beta e as diferentes sessões e tarefas.	69
A.1	Remoção de canais com ruído.	85
B.1	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 1 , para a banda de frequências Teta.	88
B.2	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 6 , para a banda de frequências Teta.	88
B.3	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 7 , para a banda de frequências Teta.	88

B.4	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 8 , para a banda de frequências Teta.	89
B.5	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 9 , para a banda de frequências Teta.	89
B.6	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 10 , para a banda de frequências Teta.	89
B.7	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 11 , para a banda de frequências Teta.	90
B.8	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 14 , para a banda de frequências Teta.	90
B.9	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 17 , para a banda de frequências Teta.	90
B.10	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 18 , para a banda de frequências Teta.	91
B.11	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 20 , para a banda de frequências Teta.	91
B.12	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 22 , para a banda de frequências Teta.	91
B.13	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 25 , para a banda de frequências Teta.	92
B.14	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 1 , para a banda de frequências Alfa.	92
B.15	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 6 , para a banda de frequências Alfa.	92
B.16	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 7 , para a banda de frequências Alfa.	93

B.17 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 8 , para a banda de frequências Alfa.	93
B.18 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 9 , para a banda de frequências Alfa.	93
B.19 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 10 , para a banda de frequências Alfa.	94
B.20 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 11 , para a banda de frequências Alfa.	94
B.21 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 14 , para a banda de frequências Alfa.	94
B.22 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 17 , para a banda de frequências Alfa.	95
B.23 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 18 , para a banda de frequências Alfa.	95
B.24 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 20 , para a banda de frequências Alfa.	95
B.25 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 22 , para a banda de frequências Alfa.	96
B.26 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 25 , para a banda de frequências Alfa.	96
B.27 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 1 , para a banda de frequências Beta.	96
B.28 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 6 , para a banda de frequências Beta.	97
B.29 Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 7 , para a banda de frequências Beta.	97

B.30	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 8 , para a banda de frequências Beta.	97
B.31	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 9 , para a banda de frequências Beta.	98
B.32	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 10 , para a banda de frequências Beta.	98
B.33	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 11 , para a banda de frequências Beta.	98
B.34	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 14 , para a banda de frequências Beta.	99
B.35	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 17 , para a banda de frequências Beta.	99
B.36	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 18 , para a banda de frequências Beta.	99
B.37	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 20 , para a banda de frequências Beta.	100
B.38	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 22 , para a banda de frequências Beta.	100
B.39	Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 25 , para a banda de frequências Beta.	100

LISTA DE TABELAS

6.1	Revisão de estudos de investigação acerca dos efeitos do curso de <i>Mindfulness-Based Stress Reduction</i> (MBSR) na função e estrutura cerebral, em indivíduos sem patologias associadas.	31
7.1	Grupos de eléctrodos considerados no presente estudo e respectiva ordenação.	41
A.1	Canais removidos para cada sessão dos 15 pacientes considerados inicialmente.	86

SIGLAS

ACT	<i>Acceptance and Commitment Therapy</i>
ADC	Conversor analógico-digital
CPF	Córtex Pré-Frontal
DASS	<i>Depression, Anxiety and Stress Scale</i>
DBT	<i>Dialectical Behavior Therapy</i>
DC	corrente contínua
DCM	<i>Dynamic Causal Modelling</i>
DDD	Dose diária definida
ECG	Electrocardiografia
EDA	Actividade electrodérmica
EEG	Electroencefalografia
EMG	Electromiografia
EOG	Electro-oculografia
fcMRI	Conectividade Funcional Através de Imagem por Ressonância Magnética
FCT/UNL	Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa
FISENC	Federação Internacional das Sociedades de Electroencefalografia e Neurofisiologia Clínica
fMRI	Imagem por Ressonância Magnética Funcional
GIF	Giro inferior frontal
IAPS	<i>International Affective Picture System</i>
MBRP	<i>Mindfulness-Based Relapse Prevention</i>
MBSR	<i>Mindfulness-Based Stress Reduction</i>
MCBT	<i>Mindfulness Cognitive-Behavioral Therapy</i>

OCDE Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico

POMS *Profile Of Mood States*

SN Sistema nervoso

SNC Sistema nervoso central

SNP Sistema nervoso periférico

WHOQOL *World Health Organization Quality of Life*

INTRODUÇÃO

O conceito de *mindfulness* conta com algumas traduções para a língua portuguesa maioritariamente como “atenção plena”, existindo ainda outras menos usuais como “consciência plena” e “presença plena”, no entanto as traduções referidas podem considerar-se relativamente redutoras para transmitir tudo o que a prática envolve. A própria literatura científica de autores portugueses, bastante reduzida até à data, utiliza maioritariamente o termo em inglês. Desta forma, ao longo do estudo adiante descrito será utilizado o conceito inglês, sendo descrito com maior pormenor no Capítulo 2.

A associação do *mindfulness* a práticas de cariz filosófico, religioso e/ou esotérico contribui para uma certa apreensão no que toca à abordagem do *mindfulness* em contexto científico. Creswell *et al.*(2017) [1] referiu exactamente o largo espectro de receptividade do *mindfulness* por parte da comunidade científica, que engloba desde o cepticismo ao fanatismo.

Ao longo dos últimos anos, têm sido vários os estudos que apontam para a ocorrência de alterações no organismo dos seus praticantes, para além das meramente comportamentais, decorrentes da prática de *mindfulness*. No entanto, não existem até à data evidências exactas e generalizadas, sendo referida a necessidade de estudos clínicos [1].

1.1 Contextualização

Os desafios impostos pela sociedade actual implicam um estilo de vida altamente agitado e perturbador. Deste modo, diariamente, grande parte da população mundial é submetida a situações de elevado desgaste, não só físico, mas também psicológico, pelo que as perturbações que afectam a saúde mental adquirem cada vez maior expressão na nossa sociedade. Das perturbações mencionadas tomam particular relevo: a depressão, a ansiedade e o *stress*.

Segundo o relatório *Health at a Glance* de 2018 [2], 17,4% da população dos países da Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico (OCDE) apresenta problemas de saúde mental, o que equivale a aproximadamente 1 em cada 6 pessoas. No caso concreto de Portugal, a incidência de perturbações mentais ultrapassa os 18%. Em ambos os casos, as condições com maior ocorrência são a ansiedade e a depressão, respectivamente 5,6% e 5,8% em Portugal, enquanto que nos países da OCDE, em média, 5,4% da população sofre de ansiedade e 4,5% de depressão.

O aumento das perturbações psicológicas é acompanhado do crescente recurso a fármacos psicoactivos, como tranquilizantes, ansiolíticos, indutores de sono e anti-depressivos [3].

O relatório da OCDE: *Health at a Glance* de 2019 [4] afirma que entre 2000 e 2017 o consumo de anti-depressivos mais do que duplicou, verificando-se em média uma Dose diária definida (DDD) de anti-depressivos com um valor de 63,3 por cada mil habitantes.

O panorama acima descrito tem-se tornado, cada vez mais, numa preocupação para a área da Medicina que tem investido na procura de métodos alternativos eficazes para a redução dos níveis de *stress*, ansiedade e depressão sem necessidade de recorrer a fármacos. Neste sentido, as práticas de meditação têm adquirido grande destaque enquanto hipótese. Destas actividades de meditação são exemplo as técnicas de *mindfulness*.

Nos últimos quarenta anos, o interesse pelas práticas de *mindfulness* para fins terapêuticos tem sido crescente e as alterações verificadas no comportamento dos seus praticantes são cada vez mais irrefutáveis [5–7]. Alguns dos efeitos no comportamento dos indivíduos passam por: maior tolerância à dor e receptividade a tratamentos medicinais; aumento da sociabilidade, melhoria das relações interpessoais e maior motivação para alterações no estilo de vida (como por exemplo: actividade física mais regular e uma alimentação mais saudável) [8]. A identificação de alterações consequentes da prática de *mindfulness* vai além das alterações puramente comportamentais, existindo evidências de que estas alterações se verificam também na actividade biológica dos indivíduos, com benefícios para a sua saúde, mais especificamente a nível do sistema imunitário, sistema nervoso e sistema neuroendócrino [8].

No que diz respeito às alterações na actividade neurológica consequentes da prática de *mindfulness*, estas têm merecido crescente atenção por parte da área da Neurociência que tem dedicado parte da sua investigação a esta temática, de forma a encontrar resposta às questões que têm sido formuladas [9–11].

Os estudos de investigação analisados no contexto do presente trabalho sugerem efectivamente a existência de alterações no cérebro humano decorrentes da prática deste tipo de meditação, quer a nível estrutural, quer a nível funcional. No entanto, esta temática encontra-se ainda numa fase inicial e tem uma ampla margem de crescimento e aumento do conhecimento. Até à data, a maior parte dos trabalhos desenvolvidos apresentam uma abordagem essencialmente qualitativas e são poucos os estudos longitudinais. Deste modo, existe a necessidade de continuar a aprofundar o conhecimento, através de análises concretas, de forma a obter resultados mensuráveis e assim perceber a sua influência na

dinâmica do organismo, como se pode medir e, acima de tudo, o seu alcance temporal.

1.2 Objectivos específicos e Estruturação

O presente projecto pretende avaliar de forma objectiva e longitudinal as alterações fisiológicas decorrentes da prática de *mindfulness*. Desta forma, propõe-se a contribuir para encontrar novas evidências quantitativas, relativamente à seguinte hipótese de trabalho:

Qual o efeito da prática de técnicas de *mindfulness* na actividade do cérebro humano, nomeadamente na conectividade cerebral?

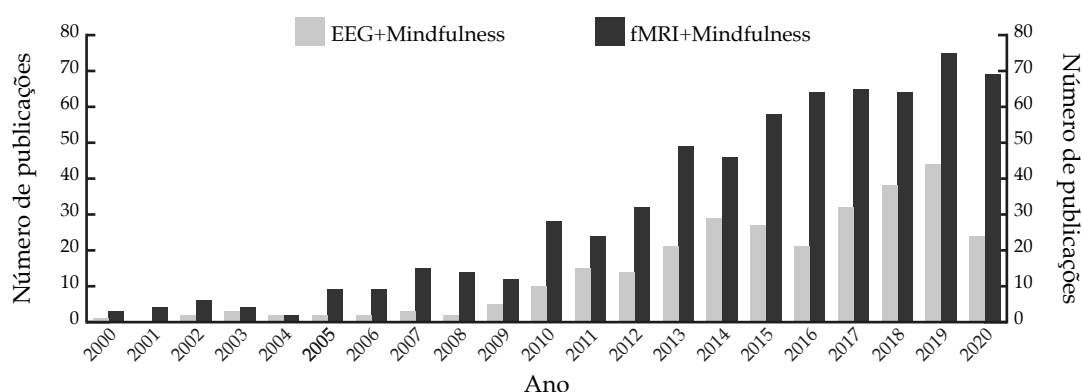


Figura 1.1 – Evolução do número de publicações sobre os temas “EEG+Mindfulness” e “fMRI+Mindfulness” na base de dados PubMed entre 2000 e 2020 (até dia 9 de Novembro).

O estudo da relação entre o *mindfulness* e a actividade cerebral tem observado um elevado investimento ao longo dos últimos 20 anos, tal como se pode verificar na figura 1.1. Ainda da análise da figura 1.1, afere-se que a técnica mais utilizada nesses estudos tem sido o Imagem por Ressonância Magnética Funcional (fMRI), pelo que o trabalho desenvolvido no presente projecto acaba por ser importante também por contribuir para a investigação da hipótese em questão, através da análise de sinal de Electroencefalografia (EEG).

Neste projecto serão utilizados os dados de EEG obtidos previamente no contexto de um trabalho de doutoramento da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT/UNL), desenvolvido numa população de 25 sujeitos que realizaram um curso de *Mindfulness-Based Stress Reduction* (MBSR) [12]. A recolha de sinal EEG foi feita em quatro sessões distintas (uma semana antes, a meio do curso, no seu fim e 2 meses depois).

O estudo desenvolvido possui assim outra particularidade: é efectuado longitudinalmente. Ou seja, a sua abordagem permite efectuar uma avaliação, ao longo do tempo, nos diferentes estágios da implementação das práticas de *mindfulness*.

Resumindo, o estudo tem como principais objectivos:

- Contribuir para o conhecimento que se possui acerca do efeito da prática de *mindfulness* na actividade cerebral.
- Utilizar registos de sinal EEG para análise.
- Ter uma abordagem de investigação longitudinal.

O estudo está dividido em 8 capítulos:

- O Capítulo 2 dedica-se ao conceito de *mindfulness*.
- O Capítulo 3 aborda os princípios de Neurofisiologia de interesse para o presente projecto.
- O Capítulo 4 permite compreender o conceito de conectividade cerebral e de que forma esta se pode medir.
- No Capítulo 5 dedica-se a atenção às características da técnica de EEG.
- No Capítulo 6 está reservado ao estado da arte no âmbito em consideração.
- No Capítulo 7 encontra-se uma descrição detalhada dos materiais e métodos utilizados durante a investigação desenvolvida.
- No Capítulo 8 são expostos os resultados obtidos a partir das rotinas aplicadas no capítulo anterior.
- Por último, o Capítulo 9 está reservado para as conclusões e considerações finais do presente estudo.

MINDFULNESS

Ao longo das últimas quatro décadas, a atenção da comunidade científica em relação aos métodos de meditação *mindfulness* tem aumentado bastante [1, 13]. Este crescente interesse deve-se principalmente aos relatos de vários trabalhos científicos acerca dos benefícios comportamentais verificados em indivíduos submetidos a tratamentos para problemas de saúde mental com recurso a este tipo de meditação [5]. A atenção, por parte da comunidade científica, dedicada ao *mindfulness* tem motivado não só a procura de evidências quantitativas destas alterações, como também a necessidade de definir o seu conceito.

Segundo Anālayo (2019) [14], esta última não tem sido tarefa fácil e tem-se apresentado como um obstáculo para a investigação de ferramentas baseadas na respectiva meditação devido à ambiguidade do termo “*mindfulness*”. Tal factor contribui para a ocorrência de variações do conceito consoante os autores.

Este capítulo concentrar-se-á no conceito de *mindfulness*, desde a sua origem, até à sua definição científica moderna.

Em termos históricos, as referências mais explícitas e metódicas do conceito de *mindfulness* remetem para o início do Budismo, há cerca de 2500 anos, no Oriente. É importante ter em conta a multiculturalidade dentro do próprio Budismo, isto é, ao longo do continente asiático as tradições e práticas budistas de cada região variam de umas para as outras. Apesar destas variações no oriente, as diferentes tradições budistas apresentam, em comum, o *mindfulness* como um dos seus pilares subjacentes [5].

O conceito de *mindfulness*, no contexto das práticas budistas ancestrais, surgiu no mundo ocidental, apenas nos anos 60 do século XX. Despontado pela luta activista pela paz do monge budista, Thich Nhat Hanh, durante a Guerra do Vietname, a filosofia do *mindfulness* foi um dos motores da contra-cultura do ocidente da década de 1960, contando com vários interessados nas práticas deste tipo de meditação. De entre os vários

participantes que aderiram ao sucesso emergente das práticas de *mindfulness* destaca-se o Doutor Jon Kabat-Zinn [5, 15].

Através da sua prática, Kabat-Zinn começou a colocar a hipótese de que a prática de *mindfulness* poderia traduzir-se em benefícios efectivos para a saúde humana, e dedicou a sua investigação científica à aplicação do *mindfulness* em contexto clínico. A investigação de Kabat-Zinn motivou o desenvolvimento do programa de *Mindfulness-Based Stress Reduction* (MBSR). Este foi, no mundo ocidental, o primeiro tratamento clínico com aplicação de ferramentas de *mindfulness*, porém actualmente não é o único.

Como referido, no início deste capítulo, ao longo dos últimos anos, o interesse pelas intervenções de *mindfulness* aumentou exponencialmente, justificado principalmente pelos efeitos positivos relatados, quer a nível mental, como físico [1]. Além disso, nos anos mais recentes, estas intervenções têm sido implementadas em ambiente empresarial [16], militar [17] e estabelecimentos de ensino [18], por exemplo.

Face ao enquadramento histórico, à evolução do conceito de *mindfulness* e às diferenças entre as suas definições presentes na literatura científica contemporânea, impõe-se perceber os pontos consensuais entre elas.

De entre as várias definições que surgem na bibliografia científica, existe uma frequentemente utilizada que interpreta o *mindfulness* como um processo de, conscientemente, prestar atenção às experiências do momento, sem qualquer limitação. Algumas concepções modernas do *mindfulness* postulam que uma atitude de mente-aberta e aceitação das experiências pessoais são fundamentais para encarar as mesmas de forma detalhada, crítica e ponderada [1].

2.1 *Mindfulness-Based Stress Reduction*

As primeiras acepções contemporâneas de *mindfulness* pertencem a Jon Kabat-Zinn que o definiu como: "focar a atenção no momento presente, de forma intencional e sem juízo crítico" [15].

O programa de MBSR foi desenvolvido por Jon Kabat-Zinn, em 1979, no Instituto Médico da Universidade de Massachusetts [5]. O MBSR foi criado em contexto clínico, de forma a ser aplicado a pacientes adultos com doenças crónicas e distúrbios por *stress* com o objectivo de diminuir os seus índices de sofrimento, ansiedade e depressão [1, 19, 20].

De entre os programas de *mindfulness* actuais, o MBSR é o único com origem explícita na cultura budista e, segundo Kabat-Zinn, é principalmente baseada na prática budista *Vipassana* com uma forte influência da corrente *Zen* [21].

Apesar da sua influência do Budismo, o programa de MBSR não tem nenhuma afiliação cultural, ideológica ou religiosa exclusivas, pelo que pode ser realizado por qualquer indivíduo [5, 15].

O programa de Jon Kabat-Zinn foi a primeira ferramenta terapêutica baseada em *mindfulness* criada no mundo ocidental e é, até hoje, a mais conhecida [20]. Nos últimos 40

anos, o MBSR estimulou o desenvolvimento de muitas outras intervenções de *mindfulness* adaptadas para o tratamento de outras patologias.

Exemplo destes programas são: a terapia cognitiva baseada no *mindfulness*, em inglês *Mindfulness Cognitive-Behavioral Therapy* (MCBT), dedicada ao tratamento da depressão (criada em 1990, por Segal) [19, 22]; e o *Mindfulness-Based Relapse Prevention* (MBRP), focado no tratamento de dependência de drogas, criado por Witkiewitz *et al.*, em 2014 [23].

Os programas MBSR, MCBT e MBRP incidem maioritariamente e especificamente na atenuação de sintomas dolorosos e de pensamentos ou emoções negativas, através do desenvolvimento de ferramentas para lidar de forma diferente com os mesmos [19].

A estrutura de um programa de MBSR típico tem as seguintes características [24]:

- duração de 8 semanas;
- realização de uma sessão presencial, uma vez por semana, com uma extensão de 2,5 a 3,5 horas e dirigida por um monitor certificado;
- realização de sessões diárias individuais e autónomas, com recurso a material de apoio em formato áudio, com aproximadamente 45 minutos;
- participação numa sessão intensiva de 8 horas, a ter lugar geralmente por volta da sexta semana

As sessões mencionadas no segundo ponto consistem em sessões de grupo, com todos os participantes inscritos, em que estes aprendem e praticam técnicas de meditação *mindfulness*, momentos de debate e aprendizagem direccionados para a sua aplicação em experiências do dia-a-dia, como por exemplo como lidar com situações de *stress*. Os participantes são ainda encorajados a cultivar o *mindfulness* durante as suas tarefas do quotidiano, através de práticas de meditação *mindfulness* informais [20].

O curso tem como principal objectivo dar aos seus praticantes ferramentas que lhes permitam atingir um estado de plena consciência das sensações corporais e emoções sentidas, focando-se ainda na preparação para aplicar o estado de plena consciência às experiências do quotidiano, incluindo lidar com o *stress*. [1]

Como já foi referido, o MBSR conta já com uma implementação muito vasta enquanto terapia de *mindfulness*, com resultados confirmados no que diz respeito à diminuição de *stress*, depressão e ansiedade [25, 26]. Além disso alguns estudos sugerem ainda que os praticantes de MBSR apresentam alterações nos processos de activação cerebral [27].

CONCEITOS DE NEUROFISIOLOGIA

3.1 Sistema Nervoso

O Sistema nervoso (SN) é responsável pela monitorização e resposta às mudanças do organismo humano, quer com origem interna, quer devido à sua interacção com o exterior, através de processos de percepção, comportamentais e de memória e pelo controlo de todos os movimentos voluntários do corpo humano [28, 29]. Deste modo, o sistema nervoso tem uma complexa e enorme variedade de funções que podem ser essencialmente distinguidas em:

- **função sensorial** - recepção de estímulos internos e externos;
- **função de integração** - o sistema nervoso processa toda informação sensorial e usa-a na tomada de decisões para a sua resposta, num processo designado por integração;
- **função motora** - após a integração da informação sensorial, e caso a resposta produzida pelo sistema nervoso implique qualquer movimento, este activa os seus mecanismos de controlo motor.

A versatilidade funcional do sistema nervoso faz de si o sistema mais complexo do corpo humano. Apesar da sua pequena dimensão (corresponde apenas a cerca de 3% da massa do corpo humano), o SN é constituído por milhares de milhões de células gliais e neuronais - os seus constituintes elementares que mais adiante serão descritos com maior detalhe [28, 29].

O sistema nervoso divide-se em dois subsistemas principais: o Sistema nervoso central (SNC), por sua vez formado pelo encéfalo e medula espinhal; e o Sistema nervoso periférico (SNP), constituído por todo o tecido neural externo ao SNC e com subdivisões em diferentes sistemas específicos identificados na Figura 3.1 [28].

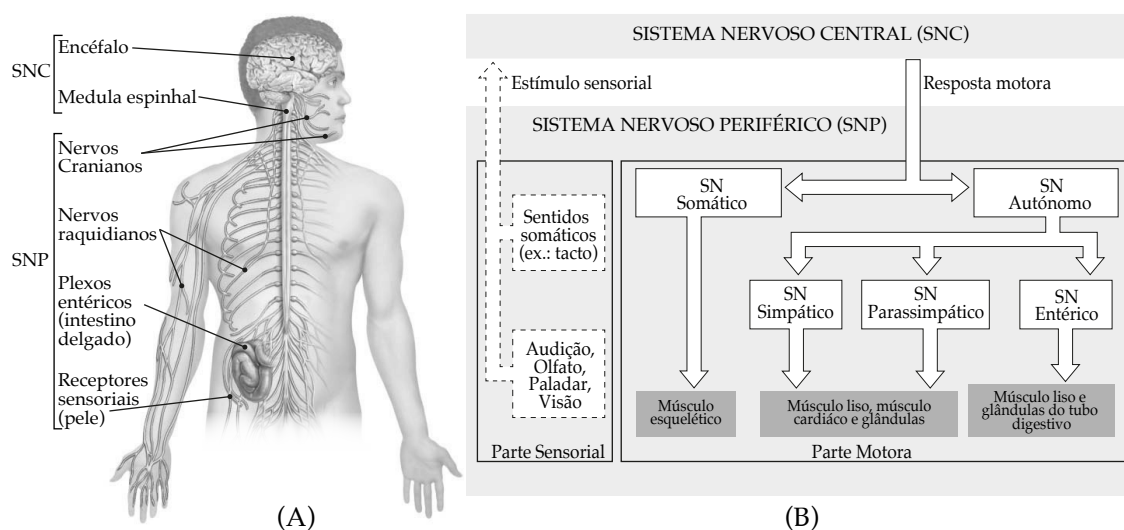


Figura 3.1 – Organização do Sistema nervoso. (A) Indica os sub-grupos do SN. (B) Representa o diagrama da organização do SN: os blocos brancos e tracejados representam os elementos sensoriais do SNP e os de traço contínuo os grupos motores. A cinzento escuro estão representados os grupos efectores. Imagem adaptada [29].

O SNC é responsável pela função integrativa do sistema nervoso, bem como pela geração dos pensamentos, memórias e emoções. Por sua vez o SNP é responsável pela transmissão dos estímulos sensoriais, dos receptores sensoriais até ao SNC, e pela comunicação da sua resposta a esses estímulos. Esta última é assim concretizada no sentido do SNC para os tecidos e órgãos efectores (músculos e glândulas, respectivamente). Desta forma o SNP é composto pelos nervos (cranianos e espinhais) e receptores sensoriais [29].

Como referido acima, o tecido neuronal (ou nervoso) é composto por dois tipos de células: neuronais (ou neurónios) e gliais (também designadas por neuroglia). Estas interrelacionam-se de forma distinta para diferentes regiões do sistema nervoso. O número de células gliais é cerca de 25 vezes superior ao de neurónios, no entanto possuem uma menor dimensão do que estes.

A principal função da neuroglia é o suporte, protecção e transporte de nutrientes para os neurónios. Além da quantidade e dimensão, as células da glia distinguem-se dos neurónios pela sua capacidade de divisão celular mesmo após a fase adulta. Ambas as células têm em comum o facto de apresentarem morfologia diferente consoante a sua localização no SNC e SNP [29].

3.2 Neurónio

O neurónio é a unidade funcional do sistema nervoso e é constituído geralmente por 4 componentes principais: dendrites, corpo celular e axónio e terminais pré-sinápticos (Figura 3.2). Cada uma destas regiões é responsável pela entrada, integração, condução e

transmissão da informação, respectivamente [30].

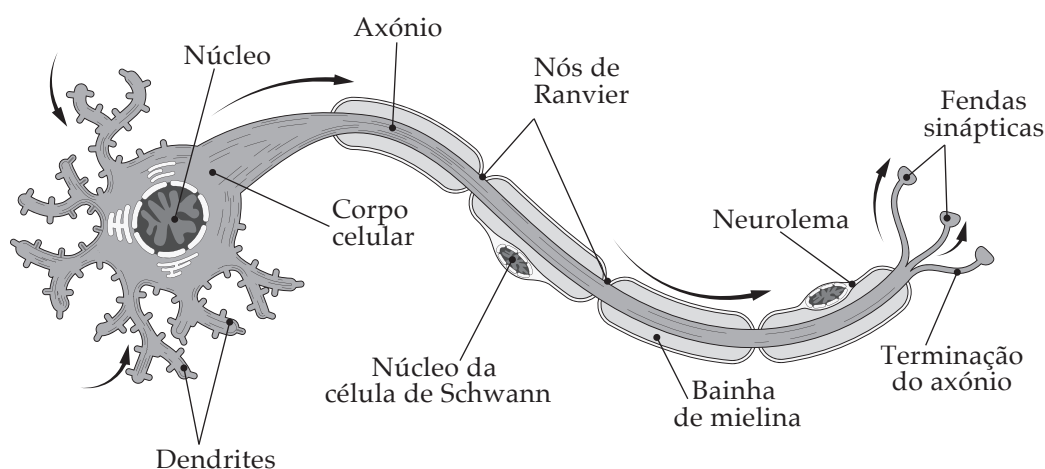


Figura 3.2 – Estrutura de um neurónio multipolar. Alguns dos neurónios apresentam os seus axónios revestidos por uma camada de mielina (formada por células gliais) que possui várias zonas de descontinuidade designadas por nós de Ranvier, que auxiliam na condução da informação ao longo do axónio, tornando-a mais rápida. A condução da informação ao longo dos neurónios tem o sentido das setas representadas. Imagem adaptada [28].

As células neuronais são responsáveis pela formação das redes de comunicação entre todas as regiões do corpo humano e o SNC (encéfalo e espinhal medula). Desta forma, são altamente especializadas e com capacidade de efectuar conexões extremamente complexas com outras células. Esta complexidade é o principal motivo para a heterogeneidade verificada entre os vários neurónios do corpo humano no que diz respeito à sua dimensão e morfologia [29, 31].

Face à heterogeneidade referida, é usual agrupar os neurónios em 3 grupos estruturais principais: multipolares, bipolares e unipolares. Além disso, alguns neurónios têm o seu nome em função da sua forma, são exemplo os neurónios piramidais, presentes no córtex cerebral, que possuem corpos celulares em forma de pirâmides. Na Figura 3.3, ilustram-se precisamente os 3 diferentes grupos de classificação estrutural dos neurónios e ainda os neurónios piramidais [29].

A característica mais relevante de um neurónio, no contexto da presente dissertação, é a sua capacidade de resposta a um estímulo específico, convertendo-o num potencial de acção, ou seja a sua excitabilidade eléctrica.

3.2.1 Excitabilidade eléctrica dos neurónios

A excitabilidade eléctrica dos neurónios do SN é essencial para a comunicação entre eles, que é feita através da transmissão de sinais eléctricos. Desta forma, os neurónios são células capazes, não só de conduzir, mas também de gerar estes sinais eléctricos, designados por impulsos nervosos. Os impulsos nervosos de maior relevo são os potenciais de

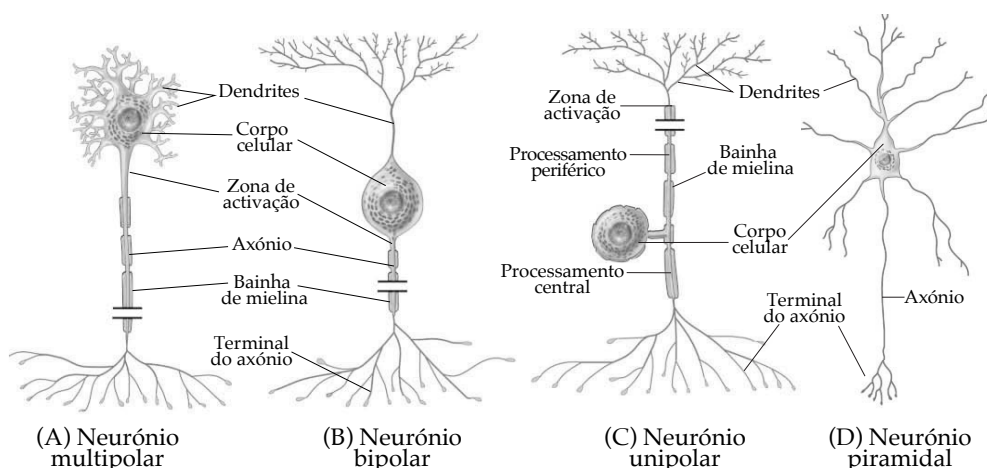


Figura 3.3 – Classificação estrutural dos neurónios. As imagens (A), (B) e (C) representam a morfologia de cada um dos diferentes grupos de neurónios multipolares (A), bipolares (B) e unipolares (C). A imagem (D) ilustra as características dos neurónios piramidais, presentes no córtex cerebral. As quebras indicam que os axónios são mais extensos do que o representado. Imagem adaptada [29].

acção pois são aqueles que permitem uma comunicação ao longo de grandes distâncias no interior do corpo humano [31].

A transmissão do potencial de acção resulta do movimento de iões através da membrana celular, causando uma diferença entre a carga eléctrica do meio intracelular e a do extracelular, a chamada diferença de potencial. As diferenças de potencial medidas ao nível da membrana das células neuronais são consequência do desequilíbrio entre a quantidade de iões de potássio (K^+) e de sódio (Na^+) entre os dois meios, uma vez que estes iões apresentam gradientes de concentração distintos, e da permeabilidade da membrana a estes dois iões [30, 32].

No estado de repouso, a carga no interior do neurónio é negativa enquanto que no exterior é positiva, gerando uma diferença de potencial potencial na ordem de $-70mV$, designada por potencial de repouso ou potencial de membrana [32].

Na presença de um determinado estímulo, aplicado à membrana polarizada no estado de repouso, ocorre despolarização da membrana neuronal, existindo um fluxo de iões de sódio (Na^+) do exterior para o interior da célula, com este fluxo de carga positiva para o interior do neurónio a diferença de potencial torna-se menos negativa. Caso atinja o valor limiar de $-55mV$, dá-se a despolarização completa da membrana neuronal alterando o valor da sua diferença de potencial para $+30mV$, valor a partir do qual existe a repolarização da membrana. O processo de variação da diferença de potencial da membrana encontra-se ilustrado na Figura 3.4 [29].

Os potenciais de acção são conduzidos ao longo do axónio por despolarização da membrana nas regiões adjacentes à zona onde o mesmo ocorre. Nestas regiões, quando despolarizadas até à tensão de limiar de $-55mV$, surge também um potencial de acção, transmitido à sua vizinhança e assim sucessivamente, até o impulso percorrer todo o

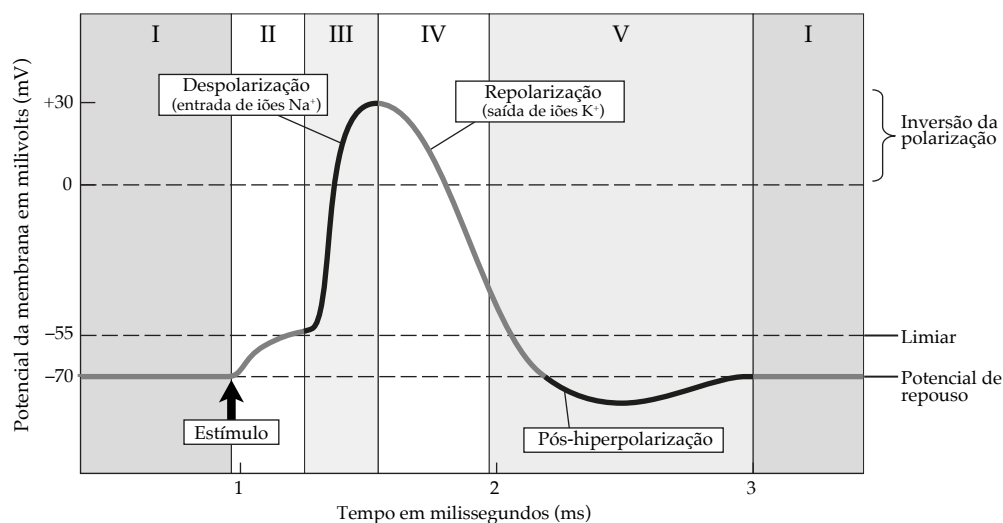


Figura 3.4 – Esquema de um potencial de acção (ou impulso nervoso). A Fase I corresponde ao potencial de repouso da membrana, durante o qual os canais de sódio (Na^+) dependentes da tensão estão inactivos e os de potássio (K^+) fechados. Na Fase II, na presença de um estímulo externo dá-se a despolarização da membrana, que caso seja suficiente para a membrana atingir o limiar de tensão de -55mV motiva a Fase III, caso contrário o potencial da membrana volta aos -70mV pouco depois. Na Fase III os canais de Na^+ dependentes da tensão abrem e permitem o fluxo de íons sódio para o interior da célula. Poucos milissegundos depois, na Fase IV, os canais de potássio abrem e os de sódio são desactivados, pelo que a entrada de íons na célula passa a ser de íons K^+ . Na Fase V, os canais de sódio continuam fechados e os de potássio abertos, estes últimos apresentam um período de inibição mais longo o que permite a ocorrência da hiperpolarização da membrana, cujo potencial se torna ainda mais negativo, atingindo aproximadamente os -90mV. Quando os canais de K^+ acabam de se fechar, a membrana volta ao seu potencial de repouso (Fase I). As Fases III, IV e V correspondem a períodos refractários. Imagem adaptada [29].

axónio e alcançar as fendas sinápticas do seu terminal. Esta transmissão é unidireccional, uma vez que as zonas anteriores do axónio ficam momentaneamente inaptas para o processo de despolarização. Isto deve-se sobretudo à hiperpolarização da membrana dessas regiões, que ocorre durante a Fase V indicada na Figura 3.4 [32].

A condução da informação ao longo do axónio de um neurónio termina ao atingir os seus terminais, onde é depois transmitida aos neurónios vizinhos (ou ainda a células efectoras dos músculos ou glândulas) [28]. Essa transmissão é feita por meio de sinapses, onde a actividade de um neurónio altera o potencial de membrana da célula sucessora. As sinapses podem ser um processo eléctrico ou químico. Nas sinapses eléctricas os potenciais de acção são conduzidos directamente entre dois neurónios através dos canais de comunicação, por onde passa o fluxo de íons da célula pré-sináptica para a pós-sináptica [29]. As sinapses químicas são caracterizadas pela mediação de neurotransmissores (substâncias químicas libertadas pelo neurónio pré-sináptico) que transmitem a informação para a célula pós-sináptica [33].

Através destas sinapses, cada neurónio transmite um potencial de acção aos seus neurónios vizinhos, potencial esse que pode ser de activação ou de inibição do neurónio pós-sináptico. Uma sinapse diz-se de activação caso provoque, no neurónio vizinho, uma despolarização da sua membrana. No caso de, durante a sinapse, ser provocada uma hiperpolarização da membrana do neurónio pós-sináptico, essa sinapse diz-se de inibição, uma vez que impede a geração de um potencial de acção na membrana pós-sináptica [29].

3.3 Encéfalo

O encéfalo é, como referido anteriormente, um dos constituintes do SNC e é uma estrutura bastante complexa e delicada. O encéfalo pode ser subdividido em 6 elementos principais: cérebro, diencéfalo, cerebelo, mesencéfalo, protuberância anular e bulbo raquidiano (Figura 3.5) [34].

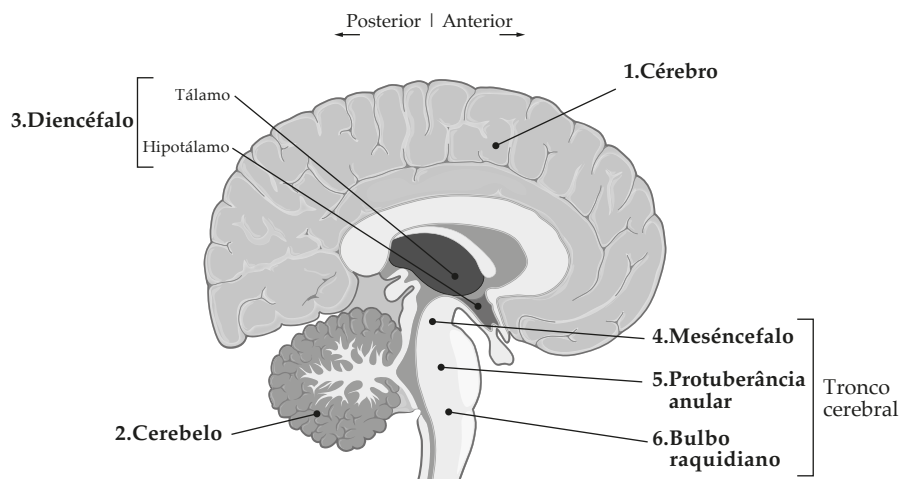


Figura 3.5 – Estruturas principais do encéfalo. No topo da imagem estão indicadas as direcções dos lados anterior e posterior do plano anatómico frontal. Imagem adaptada [34].

Dedicando atenção a cada um dos constituintes do encéfalo rapidamente se percebe que também cada um apresenta uma elevada complexidade e uma função específica em diferentes contextos. No entanto, para efeitos deste estudo, apenas o cérebro será analisado com maior detalhe.

3.3.0.1 Cérebro

O cérebro forma a maior parte do encéfalo e é composto pela matéria cinzenta (constituída pelos corpos celulares dos neurónios) e pela matéria branca (composto pelos respectivos axónios) [29].

A superfície do cérebro - o córtex - é dividida, por uma fissura longitudinal, em duas partes simétricas: o hemisfério esquerdo e o hemisfério direito. Uma outra característica

do córtex cerebral é a sua morfologia irregular com várias dobras e fissuras, designadas respectivamente por sulcos e giros (ou circunvoluções) como ilustra a Figura 3.6.B [29].

Os hemisférios cerebrais encontram-se ligados por uma porção de tecido biológico designada de corpo caloso, através da qual a informação flui de um hemisfério para o outro. Cada um dos hemisférios apresenta-se dividido em quatro lobos (Figura 3.6.A): frontal, parietal, temporal e occipital, estando cada um deles associado a diferentes funções [34].

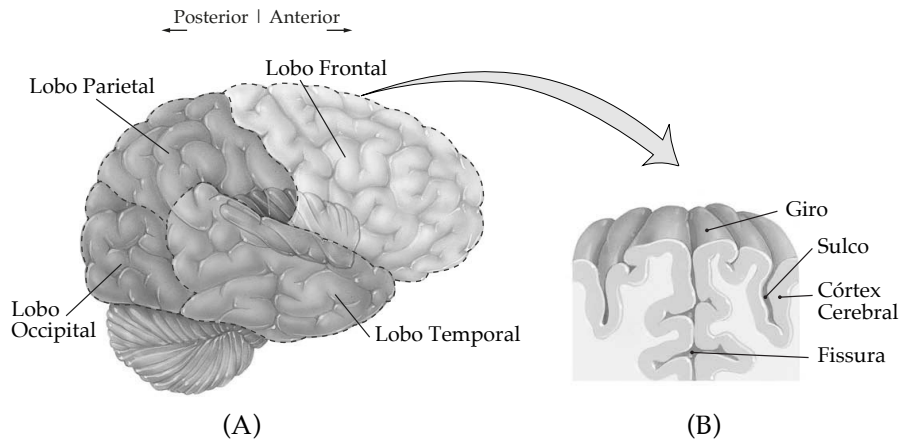


Figura 3.6 – Lobos cerebrais. Em (A) está representado o lado direito do cérebro e a respectiva divisão nos diferentes lobos cerebrais. No topo da imagem estão indicadas as direcções dos lados anterior e posterior do plano anatómico frontal. Em (B) está detalhada uma representação dos giros e sulcos cerebrais. Imagem adaptada [29].

Esta especialização funcional não é um aspecto apenas das 4 estruturas supramencionadas, uma vez que também os próprios hemisférios possuem uma função específica em diferentes actividades. Esta assimetria funcional entre as duas porções principais do cérebro é denominada por lateralização hemisférica. A maior expressão da lateralização hemisférica é a recepção de estímulos e controlo dos músculos do lado direito por parte do hemisfério esquerdo, enquanto que o hemisfério direito é responsável pelos mesmos processos mas do lado esquerdo. Além deste exemplo existem outras actividades em que cada hemisfério tem maior controlo. Ao hemisfério direito estão associadas maioritariamente tarefas sensoriais e de emoção, como a consciência artística, distinção entre odores, percepção de espaço e padrões e reconhecimento de expressões faciais. Por outro lado, o hemisfério esquerdo está envolvido principalmente em processos racionais, competências numéricas e científicas, linguagem escrita e falada, e capacidade de utilizar e perceber símbolos.

CONECTIVIDADE CEREBRAL

Como verificado no Capítulo 3, a actividade cerebral é um sistema dinâmico suportado por uma complexa rede cujos constituintes estabelecem, entre si, várias relações de dependência e de natureza distinta. A forma como essas relações se estabelecem, e contribuem para a manutenção e desenvolvimento da rede neuronal, são o objecto de estudo da Conectividade Cerebral [35]. A rede neuronal pode ser descrita e analisada através da aplicação de um conjunto de ferramentas matemáticas e estatísticas [36]. No entanto, e dada a complexidade do cérebro (quer ao nível da sua anatomia, quer do ponto de vista fisiológico), a tarefa anterior não é linear, envolvendo vários processos distintos consoante o objectivo de cada estudo.

A actividade cerebral é codificada por complexas redes neuronais intrínsecas, que estão distribuídas tridimensionalmente, inter-relacionando-se entre elas. Relação essa que evolui ao longo do tempo. A organização espacial do volume neuronal e a sua dinâmica funcional são duas propriedades essenciais para conhecer e compreender os processos envolvidos na comunicação entre os conjuntos de neurónios. Este conhecimento desempenha um papel de extremo relevo para a área da Neurociência e eventuais aplicações clínicas de diagnóstico e monitorização de várias patologias ao nível da actividade cerebral [37].

O conceito de conectividade cerebral indica o grau de intensidade das interacções, quer directas, quer indirectas, entre as diferentes regiões do encéfalo. Desta forma, abrange todos os tipos de relação entre diferentes estruturas do sistema nervoso (neurónios, conjuntos neuronais e regiões cerebrais) [38]. Dependendo da natureza das relações estabelecidas existe a conectividade cerebral anatómica (ou estrutural), funcional (relacionada com dependências estatísticas) e efectiva (associada a interacções de causa-efeito) [35]:

- A **Conectividade cerebral anatômica**, ou **estrutural**, consiste na ligação directa entre estruturas neuronais diferentes, quer através de sinapses, quer através de fibras biológicas. A uma curta escala temporal (na ordem dos segundos e minutos) este tipo de conectividade não apresenta alterações significativas. Contudo, considerando períodos de tempo mais longos, é possível observar resultados que revelem uma plasticidade considerável do cérebro. Um dos modelos mais utilizados no contexto de conectividade cerebral é o conectoma, que consiste numa matriz que descreve a estrutura do sistema nervoso por completo [38, 39]. O conectoma é uma descrição detalhada dos grupos de conexão física entre as estruturas neuronais. O conectoma transmite informação puramente espacial acerca dos padrões de activação neuronal, posto isto não permite relacionar a conectividade estrutural com a funcional[40].
- A **Conectividade cerebral funcional** identifica regiões cerebrais com actividade semelhante no domínio do tempo, frequência, fase e/ou amplitude. Estas regiões podem estar associadas a estados de repouso ou estágios de processamento de informação envolvidos nas respostas sensoriais, motoras e processos intelectuais ou emocionais [41]. Deste modo, descreve a dependência estatística entre os distintos centros neuronais de processamento da informação, anatomicamente distantes [42]. O seu conceito fundamenta-se em princípios estatísticos, e dependendo da forma como é avaliada, reflecte interações lineares ou não lineares, bem como interações em diferentes escalas de tempo [43]. Como alguns exemplos de indicadores de conectividade funcional têm-se: a correlação, co-variância, coerência de espectro e *phase locking*. A conectividade funcional apresenta uma boa resolução temporal [35].
- A **Conectividade cerebral efectiva** [35, 44] descreve a influência que uma determinada estrutura neuronal exerce noutra, reflectindo as interações causa-efeito entre as regiões cerebrais activadas, pelo que os seus modelos de conectividade estão associados à causalidade. A conectividade efectiva resulta, da combinação entre a conectividade anatômica e a funcional, dependendo de modelos espaço-tempo que permitem compreender a direcionalidade do fluxo de informação numa rede neuronal. A causalidade pode ser obtida através da activação da rede neuronal ou da análise de séries temporais. Deste modo, a conectividade efectiva está sempre associada a uma direcção e assenta num modelo de causalidade, normalmente expresso através de algoritmos lineares ou diferenciais. Os modelos mais utilizados no contexto da conectividade efectiva envolvem parâmetros de *Dynamic Causal Modelling* (DCM).

Todos os tipos de conectividade cerebral supracitados têm a sua representação gráfica mais básica por meio de uma matriz de conectividade, que equivale à codificação bidimensional dos índices de relação entre os conjuntos neuronais, cujas linhas e colunas

correspondem às diferentes regiões consideradas. A respectiva matriz de conectividade possui informação completa, que pode posteriormente ser utilizada como base para outros modelos de representação de conectividade, como por exemplo mapas topológicos [38]. A Figura 4.1 ilustra exactamente um caso de conversão de uma parte da informação matricial num outro modelo gráfico.

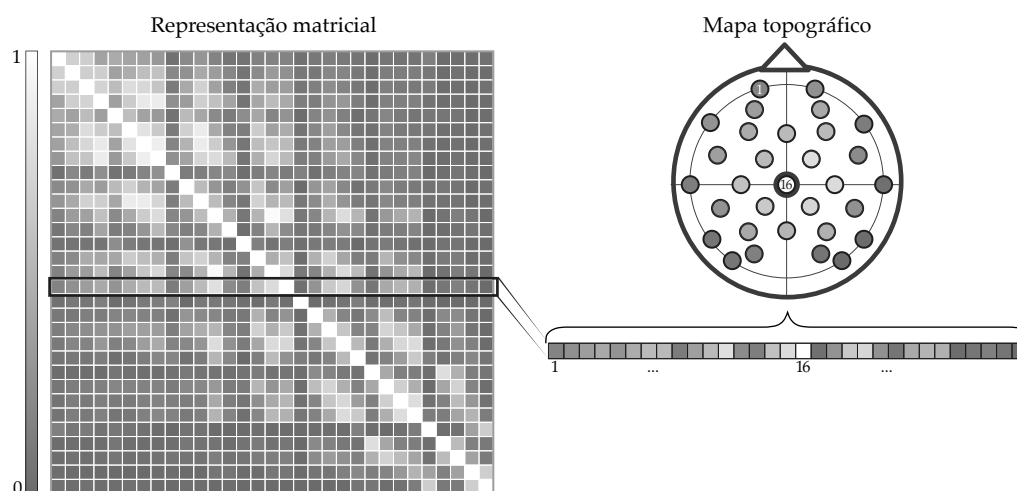


Figura 4.1 – Permutação entre a representação matricial e o mapa topográfico para o canal 16, do indicador de conectividade cerebral, coerência. A matriz representa os valores de coerência, para uma determinada frequência, para cada par de canais entre os 31 canais. Cada célula da matriz representa a coerência de um par de eléctrodos. A matriz é simétrica uma vez que os pares representados acima da sua diagonal são os mesmos que os representados abaixo dela. A construção do mapa topográfico (simplificado) representa o valor da coerência de um canal 16 com os restantes, a uma determinada frequência, e é construído atribuindo à posição de cada eléctrodo o seu valor na linha/coluna do canal 16.

4.1 Indicadores de Conectividade Funcional

Como referido na secção anterior, a conectividade funcional é definida como a associação ou dependência estatística entre duas ou mais séries temporais, anatomicamente distantes [45–47]. Os indicadores de conectividade funcional são inconclusivos acerca da causa-efeito e direcção das conexões [43].

Dos exemplos de indicadores de conectividade funcional mencionados, a correlação e a coerência são os mais simples para encontrar dependências estatísticas [37]. Desta forma, estes indicadores são bastantes relevantes para o presente estudo de forma a identificar as regiões cerebrais com eventuais alterações verificadas com o efeito da prática de *mindfulness*.

Correlação Cruzada (*corr*)

A correlação cruzada pressupõe uma dependência linear entre os sinais de duas fontes no domínio do tempo, sendo possível obter uma medida dessa dependência, o coeficiente de correlação cruzada. No entanto, é necessário ter em atenção a possibilidade de falsa correlação, no caso de duas fontes com entrada do mesmo sinal [37].

A correlação entre duas fontes, i e j , assume que o sinal de uma corresponde ao sinal da outra atrasado no tempo, com um determinado *delay* (τ_0) e somado de um certo valor de ruído (e). Traduzindo isto numa expressão matemática e assumindo que o sinal tem direcção de i para j , então:

$$j_t = ai_{t-\tau_0} + e_t \quad (4.1)$$

o cálculo da correlação cruzada ($corr_{i,j}(\tau)$) entre os sinais das fontes i e j , para qualquer valor de *delay* (τ) é dado por:

$$corr_{i,j}(\tau) = \langle i_t | j_{t+\tau} \rangle \quad (4.2)$$

e corresponde a uma função com valor máximo para $t = \tau_0$.

Através da normalização da correlação cruzada pela função de energia do sinal da fonte i e da fonte j , obtém-se o coeficiente de correlação cruzada que traduz uma medida da dependência linear entre os dois sinais [37]. O coeficiente de correlação varia entre -1 e 1, sendo que quanto maior o seu valor, em módulo, maior a dependência entre os sinais, neste contexto, maior o nível de conectividade entre as duas fontes [48].

Coerência (*coher*)

A coerência tem por base os mesmos fundamentos da correlação cruzada, uma vez que se trata também de uma medida da correlação entre duas fontes, mas por sua vez no domínio da frequência (f).

A função coerência entre o sinal das fontes i e j traduz-se na expressão matemática:

$$coher_{i,j} = \left(C_{i,j}(f) \right)^2 = \left(\frac{x_f y_f^*}{|x_f| |y_f|} \right)^2 \quad (4.3)$$

onde i_f e j_f correspondem à Transformada de Fourier de i_t e j_t , respectivamente. A coerência entre dois sinais varia entre 0, traduzindo a ausência de qualquer dependência entre eles, e 1, que significa máxima dependência [37].

ELECTROENCEFALOGRAFIA

Ao longo dos anos, a Electroencefalografia (EEG) tem sido utilizada em vários estudos neurológicos, quer de monitorização, quer de diagnóstico. Um exemplo da aplicação da EEG é a sua utilização para a realização de estudos de conectividade cerebral.

A EEG é uma técnica de aquisição e registo da actividade cerebral. Devido à sua elevada resolução temporal, a EEG desempenha um papel muito importante na Neurociência, uma vez que permite observar a resposta do cérebro perante certos comportamentos, estados ou estímulos externos a uma escala temporal muito curta [49].

Como foi abordado no capítulo anterior, a actividade cerebral decorre da comunicação entre as células neuronais, que é efectuada através da condução e transmissão de impulsos eléctricos. São exactamente as propriedades de excitabilidade eléctrica dos neurónios que permitem o registo da EEG, mais especificamente dos neurónios piramidais das camadas III, V e VI do córtex cerebral. Estes estão dispostos em forma de paliçada, ou seja os eixos principais das ramificações dendríticas estão orientados paralelamente entre si, e perpendicularmente à superfície do encéfalo, como se pode verificar na Figura 5.1 [50].

O EEG mede a actividade neuronal ao nível do escalpe, sendo assim uma técnica não invasiva, o que se apresenta como grande vantagem. O sinal medido ao nível do escalpe corresponde a um campo eléctrico resultante gerado pelos neurónios piramidais do córtex cerebral, isto é o somatório do campos eléctricos criados pelos potenciais pós-sinápticos de activação e inibição de cada neurónio do córtex. Isto equivale a um dipolo orientado perpendicularmente ao crânio. O sinal da actividade neurológica, ao nível do escalpe, é máximo nas regiões dos giros cerebrais, como evidência a Figura 3.6 [50].

Em geral, um eléctrodo de EEG possui um diâmetro de 10mm, isto é em larga escala superior ao diâmetro de um único neurónio (aproximadamente $20\mu\text{m}$). Cada eléctrodo abrange um conjunto de cerca de 250 000 neurónios, sendo exactamente esta aglomeração que permite a detecção da corrente eléctrica, que flui nas células neuronais, ao nível do

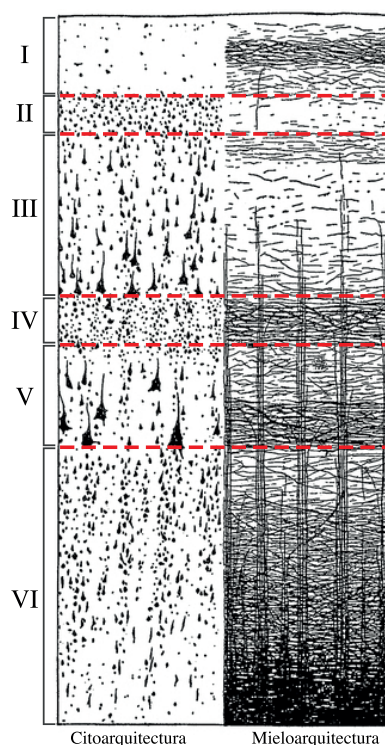


Figura 5.1 – Cito e Mieloarquitettura do córtex cerebral. Divisão do córtex cerebral em 6 camadas. A imagem à esquerda corresponde à distribuição do corpo celular dos neurónios ao longo do córtex, objecto de estudo da Citoarquitettura. À direita observa-se a distribuição da bainha de mielina do axónio dos neurónios corticais, estudo designado por Mieloarquitettura.[51] Imagem adaptada dos esboços de Vogt [52].

escalpe e possibilita o registo EEG [50]. A soma da actividade de cada um destes conjuntos de neurónios é exactamente o que permite a detecção das diferenças de potencial medidas em EEG.

Quando os neurónios piramidais são activados, são geradas correntes intra e extracelulares, cujas componentes longitudinais (paralela ao eixo principal das ramificações núcleo-dentrite) se somam e as componentes transversais se anulam, originando uma corrente resultante ao longo do eixo principal dos neurónios. Cada neurónio estabelece com os seus neurónios vizinhos uma relação de sincronia, estando a activação de todos eles coordenada temporalmente e espacialmente entre si, desta forma cada conjunto de neurónios vizinhos forma uma estrutura funcional. Da integração dos potenciais de activação e inibição dos neurónios pertencentes a cada estrutura resulta um campo eléctrico local possível de ser registado ao nível do escalpe. Este processo é ilustrado pela Figura 5.2.[53]

5.1 Características do sinal EEG

Os registos EEG representam a diferença de potencial (entre cada eléctrodo e o eléctrodo de referência) em função do tempo. Em termos de representação gráfica a diferença de potencial está associada ao eixo das ordenadas e o tempo ao das abcissas [54].

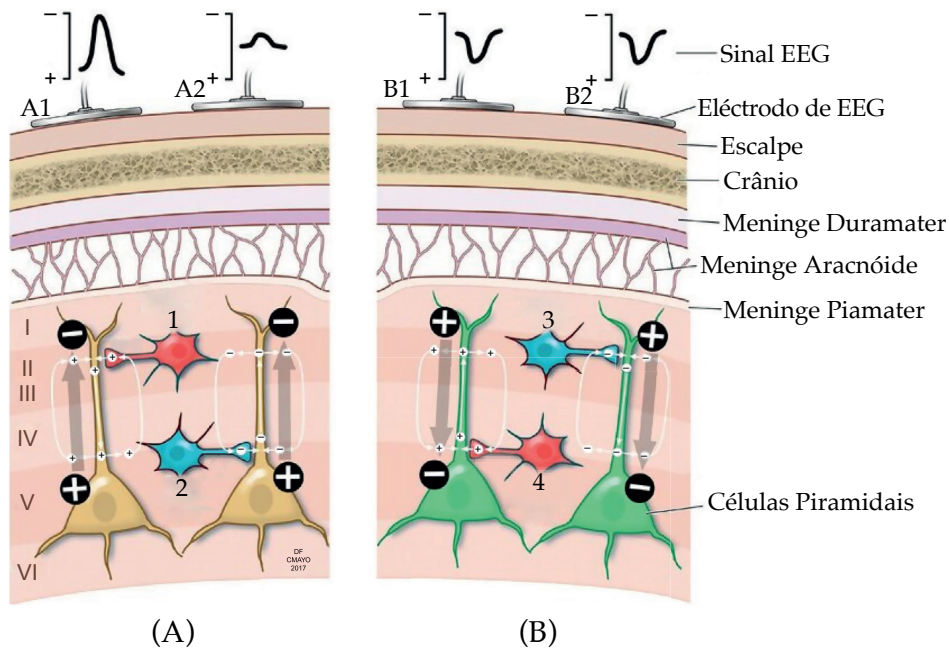


Figura 5.2 – Fontes de sinal EEG. A curva negativa deve-se a um estímulo superficial de activação (A1) ou um estímulo profundo de inibição (A2). A curva positiva deve-se a um estímulo profundo de activação (B1) ou um estímulo superficial de inibição (B2). A amplitude do sinal EEG depende da distância entre os neurónios piramidais e o escalpe e do gradiente de potencial eléctrico dos neurotransmissores. 1-Estímulo superficial de activação; 2-Estímulo profundo de inibição; 3-Estímulo superficial de inibição; 4-Estímulo profundo de activação. Imagem adaptada [50].

O sinal de EEG de um indivíduo sem qualquer patologia associada, no estado acordado, apresenta normalmente uma amplitude entre os $10 \mu V$ e os $100 \mu V$ [55].

A análise do sinal EEG pode ainda ser efectuada em função de outra grandeza, a frequência do sinal. O EEG é composto por uma larga gama de frequências, aproximadamente entre as décimas e as centenas de Hz. Normalmente as ondas cerebrais de menor frequência estão associadas a uma ampla distribuição espacial [56]. As ondas de frequência intermédia, estão tendencialmente associadas ao fluxo de informação entre populações específicas [57]. Por último, as ondas cerebrais de maior frequência são mais localizadas, estando associadas a zonas do cérebro, e por isso são de especial interesse para a análise do fluxo de informação entre regiões específicas [58]. Desta forma, a técnica de EEG possibilita uma análise suficientemente detalhada sobre diferentes processos cerebrais.

5.1.1 Ritmos cerebrais

Em termos de frequência, a maioria da informação de interesse acerca da actividade eléctrica extraída a partir do cérebro, através da técnica de EEG, está compreendida nas frequências abaixo dos 30Hz. Este intervalo de frequência é dividido em quatro bandas distintas: Delta (δ), Teta (θ), Alfa (α) e Beta (β) (Figura 5.3). Além destas bandas de

frequência existe ainda a banda Gama (30Hz - 60Hz) e a de altas frequências (60-250Hz), no entanto o sinal EEG para estes intervalos de frequências não é tão evidente, uma vez que ao nível do escalpe as frequências medidas não excedem os 40-60Hz devido ao forte efeito de atenuação dos tecidos biológicos, nomeadamente o efeito capacitivo do crânio, que funciona como um filtro passa-baixo para estas frequências [59].

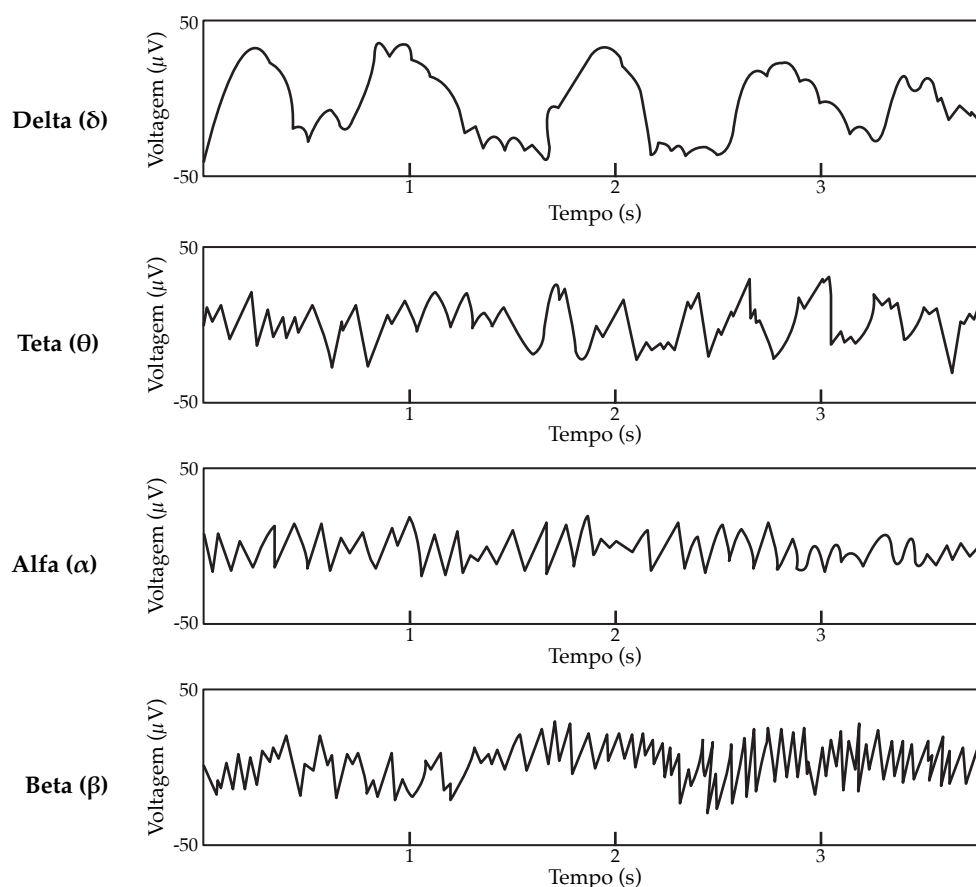


Figura 5.3 – Tipos de ondas cerebrais presentes nos registos de EEG para as bandas de frequência abaixo dos 30Hz. Imagem adaptada [29].

Banda Delta (δ)

Os ritmos Delta possuem uma frequência entre os 0.1Hz e os 4Hz. Nos adultos, estes predominam no sinal EEG durante o sono profundo, durante o qual apresentam geralmente grandes amplitudes (entre os $75\mu V$ e os $200\mu V$) e elevada coerência ao longo de todo o escalpe [29, 59]. No caso das crianças, a presença de ondas Delta no sinal EEG no estado acordado é usual.

Banda Teta (θ)

As ondas Teta possuem um espectro de frequências compreendido entre os 4Hz e os 8Hz, e ocorrem no estado de sonolência e nalguns estados emocionais de *stress*. Além disso, também estão envolvidas nos processos cognitivos e de memória [29, 59].

Banda Alfa (α)

A banda de frequências Alfa pertence ao intervalo entre os 8Hz e 13Hz. No sinal EEG, as ondas Alfa estão presentes em quase todos os indivíduos adultos quando acordados e são mais pronunciadas nas regiões posteriores da cabeça. Estas ondas são mais pronunciadas quando de olhos fechados e num estado relaxado e são bloqueadas ou atenuadas pela atenção (especialmente visual) e pelo esforço mental [59]. A amplitude da diferença de potencial associada às ondas Alfa, geralmente, é inferior a $100\mu\text{V}$ [55].

Banda Beta (β)

As ondas Beta têm entre 13Hz a 30Hz como valor de frequência [59]. A actividade cerebral Beta aparece normalmente quando o sistema nervoso é activado, ou seja durante períodos de estímulos sensoriais e actividade mental [29]. A amplitude das ondas Beta raramente excede os $30\mu\text{V}$ [55].

5.1.2 Artefactos

No contexto do presente estudo, é ainda de interesse compreender os artefactos que podem contribuir para a existência de algum ruído no sinal EEG, de forma a poder atenuar os seus efeitos para uma correta análise do mesmo. Existem várias fontes de ruído do sinal EEG e podem ter origem quer fisiológica (fontes internas), como não-fisiológica (fontes externas).

As diferenças de potencial que são medidas ao nível do escalpe pelo EEG atravessam vários filtros biológicos (Figura 5.2) que reduzem a amplitude do sinal medido e conduzem a actividade eléctrica do cérebro em diferentes direcções.

A isto acrescentam-se ainda outras componentes de alteração do sinal da actividade cerebral, como é o caso da contaminação do sinal pela actividade eléctrica de outras fontes biológicas que não o cérebro [54].

As principais fontes de ruído fisiológico são o sinal eléctrico cardíaco (Electrocardiografia (ECG)), a actividade muscular (Electromiografia (EMG)) e movimentos oculares (Electro-oculografia (EOG)) (Figura 5.4). Estes apresentam uma amplitude muito superior à da EEG. No caso dos movimentos oculares, o seu espectro de frequência é muito idêntico ao do EEG [60].

Por fim, os artefactos externos provém maioritariamente: de eventuais interferências nos cabos, nos eléctrodos ou na interface de registo; da impedância dos eléctrodos e respectiva colocação e contacto, e ainda do ruído magnético ambiental ou de rede (que no caso da Europa é de 50Hz) [60].

5.2 Aspectos técnicos

De uma forma geral, o processo de aquisição do EEG é efectuado através de um equipamento de medida do qual fazem parte vários elementos, tal como indicado com maior

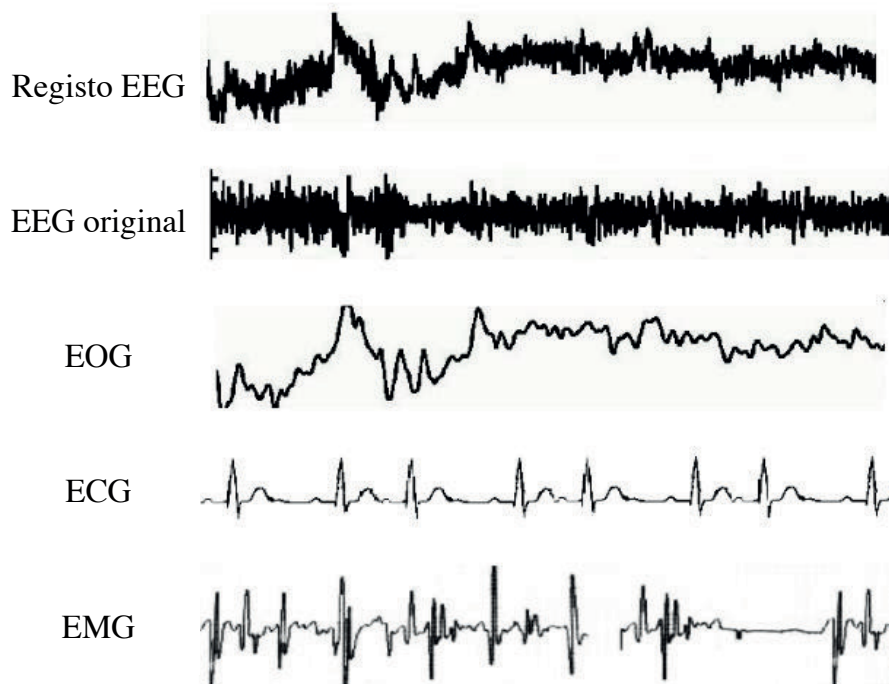


Figura 5.4 – Principais artefactos fisiológicos presentes no sinal EEG. Imagem adaptada [60].

detalhe pela Figura 5.5. Os primeiros elementos do sistema são os eléctrodos e o amplificador diferencial, cuja impedância influencia a qualidade do sinal. De seguida o sinal é filtrado para as baixas e altas frequências, com a aplicação de filtros passa-alto e passa-baixo, respectivamente. A utilização do Conversor analógico-digital (ADC), permite que o sinal EEG (analógico) seja guardado pelo sistema de registo em formato digital [59].

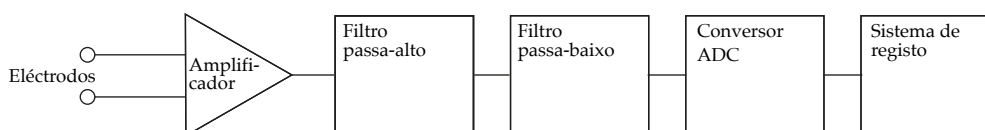


Figura 5.5 – Diagrama de blocos de um sistema de aquisição de sinal EEG. Imagem adaptada [59].

Como referido, os eléctrodos são os elementos detectores das diferenças de potencial da actividade cerebral ao nível do escalpe, pelo que é de extrema importância ter em consideração a sua colocação e posicionamento, pois os resultados obtidos dependem fortemente de onde os mesmos são colocados. De forma a uniformizar os resultados obtidos em diferentes investigações com recurso a sinal EEG, os eléctrodos devem obedecer às normas de posicionamento definidas pela Federação Internacional das Sociedades de Electroencefalografia e Neurofisiologia Clínica (FISENC), em 1958. Segundo a FISENC,

o sistema adoptado para a aquisição de EEG deve ser o Sistema Internacional 10-20, que considera 21 eléctrodos e preconiza intervalos padronizados entre eles, que correspondem a 10% ou 20% da distância total entre as duas extremidades do plano anatómico respectivo: frontal (Figura 5.6.a), sagital (Figura 5.6.b) ou transversal (Figura 5.6.c) [61].

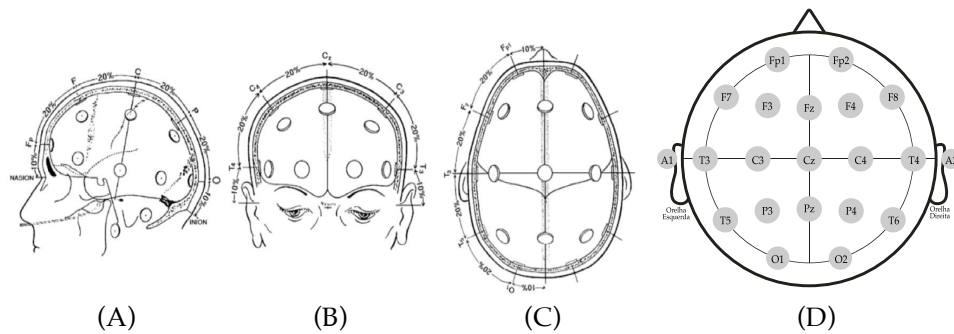


Figura 5.6 – Posicionamento de eléctrodos segundo o Sistema Internacional 10-20. A imagem (A) representa o posicionamento segundo o plano anatómico sagital, em (B) o plano frontal e em (C) o transversal. Na imagem (D) figura uma representação do Sistema Internacional 10-20, com a identificação de cada um dos 21 eléctrodos. Imagem adaptada [61].

No Sistema Internacional 10-20, a posição de cada eléctrodo é identificada por uma letra e um determinado número (ou a letra "z" no caso dos eléctrodos da linha média do plano transversal). A letra representa qual o lóbulo do cérebro a que o eléctrodo pertence: "F" no caso do frontal, "T" identifica o lóbulo temporal, "P" o parietal e "O" representa o lóbulo occipital (Figura 5.6)[54]. Além destes existem eléctrodos identificados com as letras "Fp" e "C", fronto-parietais e centrais, respectivamente [30]. Os eléctrodos com número ímpar localizam-se no lado esquerdo da cabeça, os pares no lado direito e os identificados pela letra "z" no centro, como referido anteriormente [54].

Hoje em dia existem sistemas de EEG mais evoluídos e consequentemente com maior quantidade de eléctrodos, no entanto o seu posicionamento mantém por base as normas do sistema internacional 10-20, mantendo os seus 21 eléctrodos na mesma posição e o racional da equidistância entre eléctrodos [62], como o exemplificado na Figura 5.7.

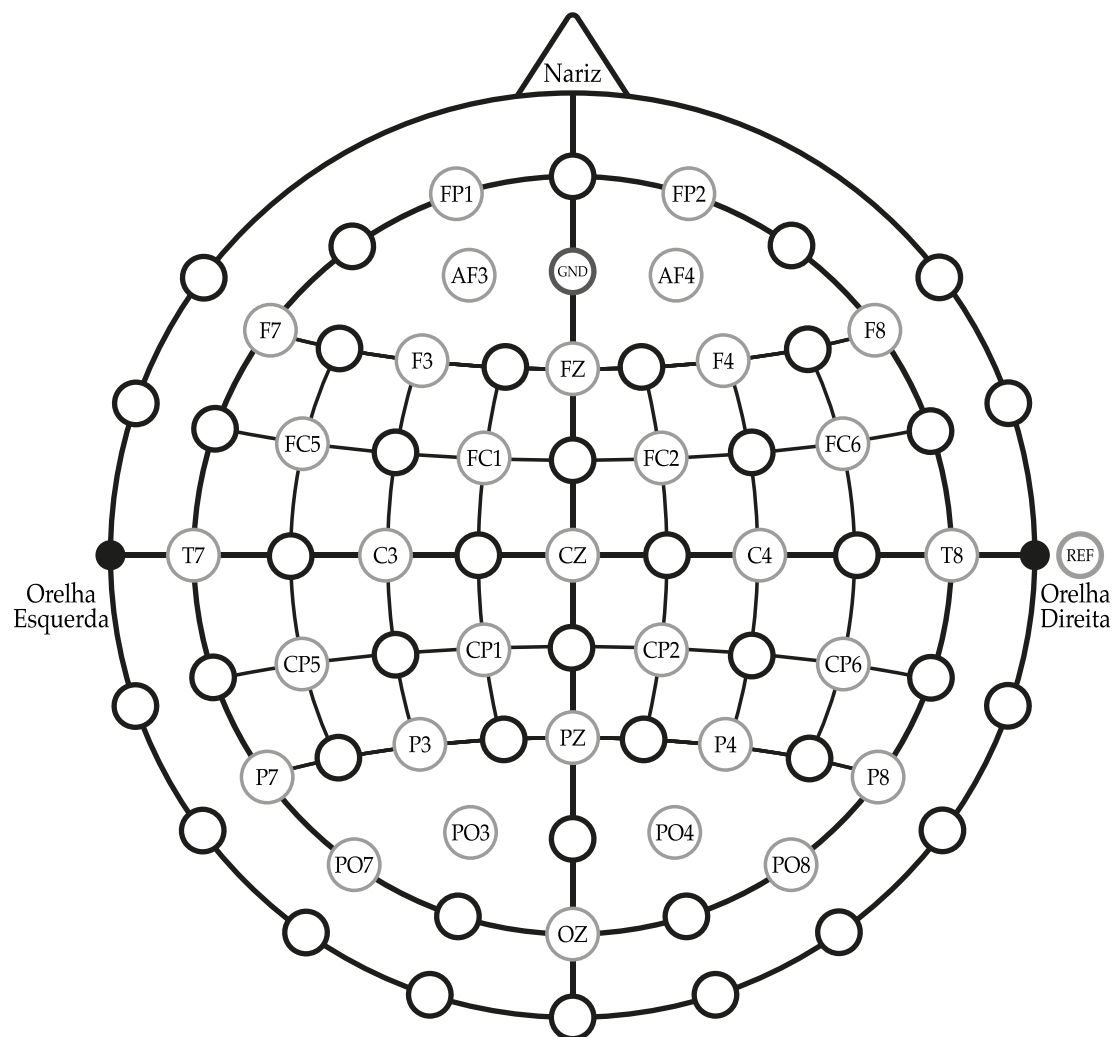


Figura 5.7 – Localização dos electrodos de um capacete EEG com 32 canais. A distribuição dos electrodos é efectuada segundo as normas do Sistema Internacional 10-20. Imagem adaptada [63].

ESTADO DA ARTE

Como referido anteriormente, a prática de *mindfulness* tem-se tornado, nos últimos anos, um tema de ampla investigação na área da Neurociência, existindo vários trabalhos dedicados ao estudo de eventuais alterações neurológicas. De uma forma geral, têm-se observado efectivamente alterações na actividade, funcionalidade e volume de algumas estruturas do cérebro, decorrentes da prática de diferentes técnicas de *mindfulness*. Para o presente trabalho é de especial interesse incidir nos resultados obtidos através dos estudos realizados anteriormente utilizando o *Mindfulness-Based Stress Reduction* (MBSR), uma vez que foi também esse o curso que serviu de objecto para a presente investigação.

Através da análise da bibliografia disponível acerca dos efeitos do *mindfulness* na actividade cerebral, rapidamente se denota uma recorrente utilização da Imagem por Ressonância Magnética Funcional (fMRI), não sendo ainda muito utilizada a técnica de Electroencefalografia (EEG), tal como fora referido no Capítulo 1 (Figura 1.1). Deste modo, torna-se ainda mais necessário o estudo desenvolvido no âmbito do presente projecto, que contribuirá para a análise dos efeitos referidos com recurso a EEG, tirando proveito da sua excelente resolução temporal. Contudo os resultados obtidos com recurso à fMRI não deixam de apresentar evidências de relevo para o desenvolvimento de estudos através da técnica de EEG, pelo que é relevante atender ao conhecimento até agora adquirido também através dessa técnica.

Os resultados no âmbito da conectividade cerebral dos estudos analisados, com recurso às técnicas de fMRI, evidenciam um aumento da conectividade nas seguintes regiões: Córtex Pré-Frontal (CPF), giro supracaloso, lóbulo insular e hipocampo.

Roland *et al.* (2015) [64], com recurso à técnica de Conectividade Funcional Através de Imagem por Ressonância Magnética (fcMRI), num grupo de indivíduos que verificavam a patologia associada a tinidos, observou alterações da conectividade cerebral funcional,

após a sua prática de MBSR, ao nível das estruturas neuronais responsáveis pelos processos de atenção e foco. O autor sugere um aumento da conectividade do grupo do curso de MBSR nos Giro inferior frontal (GIF) esquerdo e direito. No primeiro caso a conectividade do GIF esquerdo com três estruturas aumentou, essas estruturas são: o giro superior temporal esquerdo, giro supracaloso posterior do córtex e córtex visual. No caso do GIF direito verificou-se o aumento da conectividade entre si e o giro supracaloso posterior do córtex.

Das estruturas referidas anteriormente, o CPF é uma das que mais conhecimento se tem obtido acerca conectividade com outras estruturas. Holzel *et al.* (2013)[65], através de um estudo de fMRI em indivíduos com ansiedade, sugere um aumento de conectividade antagónica entre o CPF e a amígdala cerebral, exercendo o primeiro uma actividade repressora na activação desta última. O CPF evidencia ainda um aumento da sua conectividade funcional com outras estruturas como: a rede neuronal de saliência [66]; o hipocampo [67], o giro superior temporal e o córtex visual [64].

Na Tabela 6.1, encontram-se compiladas as conclusões de outros estudos com recurso à fMRI, em indivíduos sem nenhuma patologia associada (tal como a população considerada no respectivo estudo) [68].

As evidências descritas provêm de estudos fMRI relativamente recentes, com algumas limitações apresentadas pelos autores. Os mesmos sublinham a necessidade de aprofundar a investigação acerca dos efeitos do *mindfulness* na conectividade cerebral. Os resultados obtidos pelos mesmos são de interesse para o trabalho, de forma a compreender quais as regiões a ter em especial atenção no decorrer da análise dos dados EEG.

O presente estudo dedicar-se-á à avaliação de alterações da conectividade cerebral funcional com recurso à técnica de EEG. Alguns destes estudos observaram que à prática de técnicas de meditação está associada uma alteração da actividade cerebral na banda de frequências Teta [72, 73]. Tal evidência também foi encontrada em estudos considerando especificamente práticas de meditação de *mindfulness*, tal como sugere o estudo de Tang *et. al* (2009) [74], cujo estudo considerou um curso de *mindfulness* de duração de 5 dias e verificou um aumento do espectro de potência na banda Teta para os eléctrodos da linha média da região frontal.

Estudos estes que serviram de base para a investigação de Xue *et al.* (2014) [10], no qual se verificou, no grupo que realizou o curso de meditação, um maior coeficiente de agrupamento de regiões cerebrais, um aumento da eficiência global, bem como da eficiência local, implicando uma diminuição da quantidade de regiões envolvidas num mesmo processo. A maior eficiência global de regiões cerebrais indica uma transferência de informação paralela mais eficiente, com a diminuição do ruído adicional, permitindo assim a diminuição do atraso de sinalização e com isto promovendo a sincronia no cérebro.

Quanto ao aumento da eficiência local, esta reflecte uma tendência em potenciar o processamento de informação neuronal comum entre grupos neuronais anatomicamente distantes [75]. Estas observações sugerem assim uma indução de conectividade local agrupada envolvendo relativamente poucas conexões de longo alcance [76], contribuindo

Tabela 6.1 – Revisão de estudos de investigação acerca dos efeitos do curso de MBSR na função e estrutura cerebral, em indivíduos sem patologias associadas.

Autores (Ano)	Técnica utilizada	Participantes (Nº)	Característica do Estudo	Observações
Farb et al. (2007) [69]	fMRI	Saudáveis (36)	Durante o curso MBSR	Aumento da actividade na região CPF; Diminuição da actividade na região da amígdala; Aumento da actividade no córtex somatossensorial.
Ives-Deliperi et al. (2011) [70]	fMRI	Saudáveis (10)	Após o curso MBSR	Diminuição da actividade na região CPF, na insula, no córtex cingular, no lobo temporal e no precuneus;
Kilpatrick et al. (2011) [66]	fcMRI	Saudáveis (32)	Durante o curso MBSR	Aumento da conectividade na região CPF; Anti-correlação do córtex-visual.
Yang et al. (2016) [71]	fcMRI	Saudáveis (13)	Após o curso MBSR	Diminuição de conectividade na região CPF; Diminuição da conectividade entre o córtex cingular anterior e o occipital, temporal e <i>cuneus</i> ; Aumento da conectividade entre o córtex cingular anterior e o cerebelo e o parietal.

para um equilíbrio optimizado entre a especialização local e a integração de informação global do cérebro.

Esses resultados são consistentes com as descobertas anteriores nos quais se concluiu que a prática de técnicas de meditação de curto prazo melhora o desempenho cognitivo, incluindo a atenção, memória e criatividade [77, 78].

Ainda no estudo de Xue *et al.* (2014) [10], foram encontradas evidências para os eléctrodos da linha média (Fz e Pz), que traduzem uma diminuição da sua conectividade funcional relativamente às redes neuronais de repouso para a actividade Teta. Os resultados do referido estudo contribuíram para a consolidação da hipótese da plasticidade neuronal induzida pela prática de meditação, indicando que o padrão da rede topológica neuronal fica alterada após a prática de técnicas de meditação, indicando uma melhoria no processo de interpretação e processamento de informação por parte do cérebro.

O estudo realizado nesta tese de Mestrado vem no seguimento do um trabalho desenvolvido pelo investigador Pedro Morais, no contexto da sua dissertação de Doutoramento “*The Mindfulness Effect on Electrophysiological Activity: Stress, Assessment, Concentration State and Quality of Life*” [12], que visa avaliar o impacto da prática de *mindfulness* na actividade electrofisiológica, nomeadamente frequência cardíaca, actividade cerebral e

actividade electrodérmica; e ainda a análise de informação obtida através de questionários de auto-avaliação comportamental por parte dos participantes do estudo. A análise efectuada aos resultados até agora obtidos sugere a existência de alterações significativas na actividade cerebral com a prática de *mindfulness*, nomeadamente um decréscimo da actividade cerebral na gama das ondas Alfa [12].

Relativamente à análise dos inquéritos qualitativos, para cada sessão, a partir desta foi possível identificar diferentes grupos de participantes, definidos pelo seu estado mental geral, esta informação pode auxiliar a análise dos respectivos sinais neurofisiológicos, uma vez que se espera que seus comportamentos sejam diferentes de uns indivíduos para os outros. O confronto entre os resultados dos inquéritos e os sinais de EEG adquiridos não foi ainda efectuado.

Os dados EEG provenientes da investigação mencionada serão utilizados como material de estudo no trabalho a realizar. Adiante detalhar-se-á a metodologia utilizada na sua aquisição.

Em conclusão, e tendo em conta o acima exposto, poderão ser regiões de especial interesse a região do córtex pré-frontal, um bom eléctrodo indicativo para esta região poderá ser o Fz, como referido. Além disso, será também de interesse ter em consideração a dinâmica observada para o eléctrodo Pz.

MATERIAIS E MÉTODOS

7.1 Materiais

Os dados de Electroencefalografia (EEG) utilizados neste projecto foram obtidos anteriormente no contexto do trabalho de doutoramento do Engenheiro Pedro Morais, da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT/UNL). Apesar da aquisição do sinal electrofisiológico não ter sido efectuada no contexto do presente projecto de mestrado, é importante descrever o protocolo preconizado para cada uma das sessões de aquisição de sinal uma vez que parte dos sinais adquiridos são objecto de estudo do presente projecto. Desta forma, em seguida serão descritas as respectivas informações pertinentes para o estudo efectuado.

7.1.1 Processo de recrutamento e caracterização da amostra

O processo de recrutamento de participantes para o estudo foi limitado a 30 pessoas e divulgado por e-mail para todos os alunos e funcionários docentes e não docentes da FCT/UNL e por anúncio físico nos espaços da faculdade. Posteriormente à divulgação do recrutamento e inscrição de candidatos, foi realizada uma pré-selecção que resultou na exclusão de indivíduos com contacto prévio com a prática de *mindfulness* e daqueles que declararam não ter compatibilidade horária para as actividades previstas.

O processo de recrutamento terminou com a selecção dos 30 candidatos previstos, todos eles saudáveis. No entanto, durante a fase inicial do estudo 5 indivíduos desistiram da sua participação por questões de saúde ou sem justificação prévia. Desta forma, a população considerada foi constituída por 25 sujeitos sem precedentes clínicos, dos quais 9 do sexo masculino e 16 do sexo feminino. A amostra tinha uma média de idades de 26,0 anos e desvio padrão de 7,1 anos. Da população em estudo, 23 eram estudantes e 2 funcionários não-docentes da FCT/UNL.

Os 25 indivíduos realizaram um curso de *Mindfulness-Based Stress Reduction* (MBSR), entre 25 de Maio e 13 de Julho de 2018, contando com 8 sessões de 2h30, na sexta-feira de cada semana, e a realização do retiro, no dia 1 de Julho. O curso foi realizado pelo centro de Meditação BudaDharma, com mentoria de um instrutor certificado e mentor de MBSR pela UCSD Center for Mindfulness [12, 79].

7.1.2 Aquisição de sinal EEG - Protocolo e Materiais

Antes de iniciarem o curso de MBSR, foi efectuada a primeira sessão de aquisição de dados. Como referido anteriormente, as quatro sessões de registo realizaram-se ao longo do estudo, em fases distintas do mesmo:

- a primeira sessão realizou-se uma semana antes do curso de MBSR começar
- a segunda sessão teve lugar a meio do período de realização do curso, ou seja, quatro semanas após o seu início
- a terceira sessão foi realizada aquando do término do curso de MBSR, isto é quatro semanas após a segunda sessão
- a quarta sessão de aquisição foi efectuada dois meses após o término do curso de *mindfulness*, ou seja dois meses após a 3ª sessão

Em cada uma das sessões foram adquiridos sinais de EEG , Electrocardiografia (ECG) e Actividade electrodérmica (EDA), enquanto os indivíduos realizavam as actividades propostas e de carácter distinto[12]: uma tarefa cognitiva, um desafio motor e um conjunto de estímulos visuais, como exemplifica a Figura 7.1. Além disto, os indivíduos preencheram 3 questionários qualitativos diferentes: *World Health Organization Quality of Life* (WHOQOL), *Profile Of Mood States* (POMS) e *Depression, Anxiety and Stress Scale* (DASS).

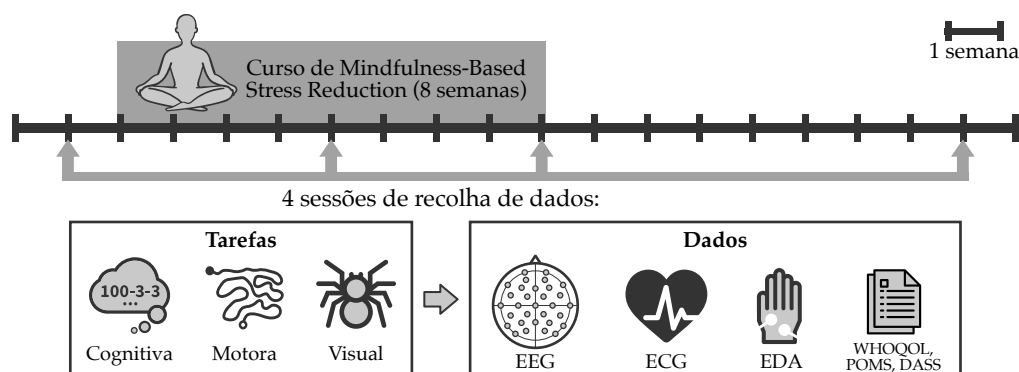


Figura 7.1 – Representação gráfica do protocolo de aquisição de dados.

As tarefas realizadas foram desenvolvidas de forma a possuírem desafios psicológicos e factores de stress para os participantes do estudo:

- A actividade de **estímulo cognitivo** tinha uma duração de 5 minutos durante os quais o sujeito estava confortavelmente sentado e de olhos fechados, devendo permanecer livre de qualquer pensamento durante os primeiros 30 segundos. Posteriormente, e após um som de aviso, deveria realizar mentalmente uma contagem decrescente de 3 em 3, começando no número 100, também durante 30 segundos. Cada ciclo de 30 segundos repetiu-se, alternados da mesma forma, 5 vezes. A contagem decrescente não impunha nenhum ritmo, pretendendo-se que a mesma fosse efectuada ao ritmo que cada sujeito entendesse e que o mesmo permanecesse concentrado nesse período. A imposição de que os indivíduos estivessem de olhos fechados, procurava diminuir a influência de artefactos decorrentes do movimento dos olhos.
- O **desafio motor** tinha também 5 minutos de duração e exigia que cada indivíduo percorresse, no ecrã do computador, um caminho sinuoso com o cursor do rato. O caminho deveria ser percorrido sem transgredir as suas fronteiras, em caso contrário o cursor voltava à sua posição inicial. Como factor de *stress* adicional o movimento do cursor foi alterado artificialmente, através de uma função trigonométrica - seno, que imprimia no movimento do cursor pequenos desvios não controlados pelos participantes.
- Durante o **estímulo visual**, os indivíduos visualizaram imagens perturbadoras previamente seleccionadas a partir da base de dados - *International Affective Picture System* (IAPS) - desenvolvida pelo Instituto Nacional do Centro de Emoção e Atenção da Universidade da Flórida. Das 1200 imagens que compõem o IAPS, foram escolhidas 300 e divididas pelas 4 sessões de aquisição de dados em grupos temáticos, mantendo-se, de sessão para sessão, a ordem de exposição desses grupos temáticos, apesar das imagens alterarem entre cada sessão.

Os dados EEG foram adquiridos utilizando o sistema *gTEC Nautilus* [80] com 32 canais e uma taxa de aquisição de 250 Hz, utilizando o programa do próprio sistema, o *gRecorder*. Inicialmente, o canal Oz foi utilizado para efectuar a recolha do sinal de ECG, pelo que os registos de EEG possuem apenas 31 canais com sinal electroencefalográfico (Figura 7.2). Posteriormente, os registos de ECG passaram a ser recolhidos através do sistema *BioSignalsPlux*, no entanto, manteve-se a mesma abordagem em todas as recolhas de EEG seguintes: 31 canais com a omissão do canal Oz.

7.1.3 Exclusão de dados

Para efeitos do presente estudo, desde logo, não foram considerados os dados relativos a 10 indivíduos seguindo um critério de exclusão segundo a ausência de registos relativos

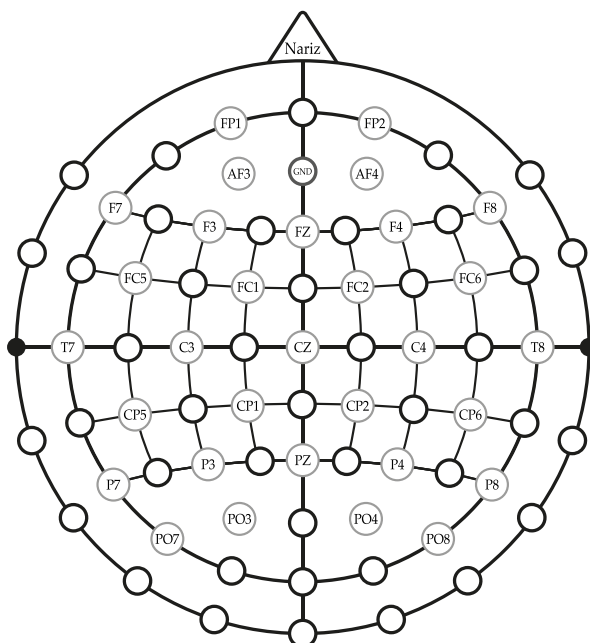


Figura 7.2 – Localização dos eléctrodos do capacete de EEG do sistema *gTEC Nautilus* para a aquisição de sinal. Imagem adaptada [63].

a qualquer uma das 4 sessões; isto de forma a cumprir o objectivo de análise longitudinal do estudo, e para isso ser essencial a informação relativa a cada uma das sessões.

Dos 25 sujeitos constituintes da amostra:

- 5 deles não compareceram à quarta sessão de aquisição de sinal
- na primeira sessão de 2 deles não foi possível efectuar a recolha de dados EEG
- na primeira sessão em 3 indivíduos, o computador utilizado apresentou problemas de processamento dos dados adquiridos, pelo que a dimensão dos dados obtidos é inferior à dos restantes. Além disso não foi possível aferir os períodos exactos em que não ocorreu aquisição de sinal inviabilizando qualquer acção de processamento para uma eventual recuperação do sinal

Em suma, no presente estudo consideraram-se inicialmente 15 dos 25 voluntários que participaram no trabalho precedente. No decorrer deste projecto, os dados referentes a 2 dos 15 indivíduos foram excluídos após os métodos aplicados como explicitado pormenorizadamente adiante. Deste modo, os resultados obtidos e analisados correspondem a uma amostra de 13 indivíduos.

7.2 Métodos

Para efeitos do presente trabalho priorizou-se a consideração dos dados referentes à tarefa de cálculo por ser, de entre as três tarefas, a única que foi realizada com os participantes de

olhos fechados e deste modo a actividade cerebral associada ao córtex visual encontrar-se-á mais atenuada e por conseguinte com menor influência nos registos de EEG. Além disso, o facto de aos participantes ser exigida uma posição confortável permitia a diminuição de ruído associado ao movimento e actividade muscular dos participantes. Recorde-se o facto de que, tanto o desafio motor, como a tarefa de estímulos visuais, estavam fortemente dependentes da actividade visual de cada participante, no caso da primeira, além da componente visual, contava com os movimentos do participante para percorrer o caminho visualizado, pelo que os respectivos registos de EEG possuirão à partida mais artefactos de natureza biológica (visual e muscular).

Deste modo, aos dados de EEG relativos à tarefa cognitiva foram aplicados os algoritmos de conectividade cerebral funcional, mais concretamente o cálculo da coerência entre canais.

Os dados foram, em primeira instância, pré-processados de modo a isolar os períodos de cálculo e os de repouso. Estes sinais de cada tarefa foram depois processados com aplicação dos indicadores considerados, sendo os resultados dessa aplicação relatados e analisados no Capítulo 8.

O trabalho desenvolvido divide-se então em duas fases: pré-processamento e processamento do sinal EEG. As diferentes etapas de cada uma destas fases encontram-se ilustradas na Figura 7.3 e descritas detalhadamente nos respectivos tópicos apresentados adiante.

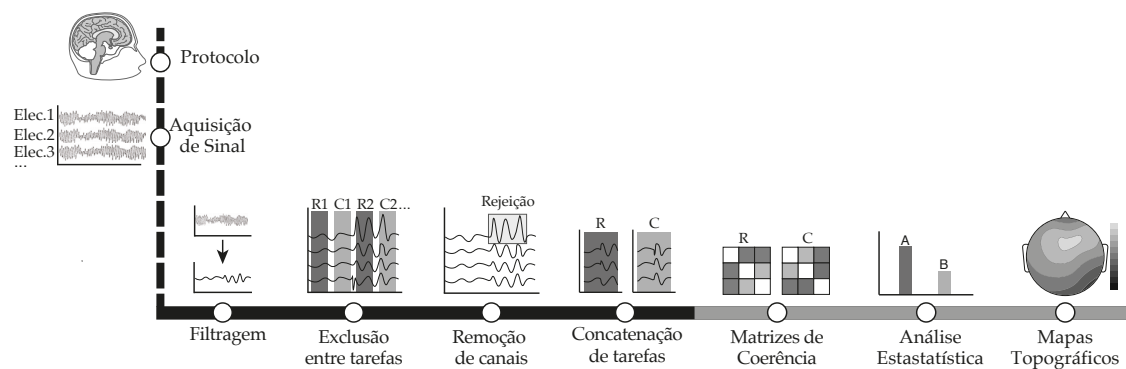


Figura 7.3 – Diagrama das etapas da metodologia do presente estudo. A letra "R" diz respeito ao estado de repouso e a letra "C" aos períodos do estado de concentração. A linha horizontal a preto corresponde às etapas inseridas no pré-processamento e a cinzento estão as etapas respeitantes ao processamento. A tracejado estão indicadas as etapas realizadas no trabalho anterior. Figura adaptada [81].

Em ambas as fases de pré-processamento e processamento foram utilizadas as funcionalidades do software MATLAB R2016b, desenvolvido pela empresa MathWorks®.

7.2.1 Pré-processamento do sinal EEG

Filtragem do sinal

De forma a reduzir a influência dos artefactos presentes nos sinais de EEG foram implementadas duas etapas: exclusão da componente de corrente contínua (DC) e a filtragem do sinal.

Na primeira implementação, subtraiu-se ao sinal de cada canal o respectivo valor médio de forma a retirar a sua componente DC.

De seguida, o sinal foi filtrado tendo em consideração as gamas de frequência de interesse, bem como as gamas de frequência associadas aos artefactos biológicos. De relembrar que os artefactos oculares possuem uma gama de frequência muito semelhante à do EEG, no entanto uma vez que a tarefa de cálculo impunha a sua realização de olhos fechados parte desses artefactos foi atenuada.

Numa primeira análise dos espectros de potência dos dados iniciais foi possível observar uma elevada densidade espectral para as baixas frequências (abaixo dos 5Hz). Desta forma a frequência de corte aplicada para as baixas frequências foi escolhida considerando os seguintes pontos:

- a literatura científica dedicada à investigação das alterações do sinal EEG de processos cognitivos tem recaído maioritariamente sobre as bandas de frequência Alfa, Teta, Beta e Gama, sendo poucos os estudos que têm incidido na investigação dos ritmos Delta durante os processos cognitivos [82].
- a utilização de filtros passa-alto com uma frequência de corte entre os 3Hz e os 5Hz conduz a uma perda de sinal na banda das frequências Delta. Porém esta perda de sinal preserva a actividades de ritmos de frequência superior e atenua as suas amplas deflexões verificadas para ondas de frequência muito baixa, o que pode favorecer a evidência de outras características do sinal EEG à partida mascaradas pelas baixas frequências, como por exemplo as ondas de *spindles* e *vertex* [83].
- os ritmos Alfa, associados aos canais posteriores, são os mais proeminentes durante o repouso de indivíduos despertos com os olhos fechados [84].

A isto se acrescenta o facto de o sinal EEG ao nível do escalpe não ultrapassar geralmente os 40Hz - 60Hz, como referido no Capítulo 5. Desta forma, foi aplicado um filtro passa-banda *Butterworth* de 194ª ordem, com frequências de corte de 3 e 35 Hz. A sua ordem foi obtida através do comando do MATLAB - *kaiserord*. A função *kaiserord* encontra automaticamente a ordem de um filtro de modo a satisfazer as suas especificações pretendidas, como a sua largura de banda e atenuação.

Decomposição do sinal em períodos de cálculo e repouso

Cada aquisição da tarefa cognitiva consistiu num registo contínuo enquanto os participantes alternavam entre os dois diferentes estados. Assim, cada sinal integra de forma intercalada 5 períodos de 30 segundos em que o indivíduo permanecia no estado de repouso e outros 5 períodos, de igual tempo, em que o mesmo realizava a tarefa de cálculo.

De forma a isolar cada um dos diferentes períodos em dois sinais distintos efectuou-se uma divisão de cada aquisição em dois registos: um correspondente ao sinal EEG adquirido durante a tarefa de cálculo e outro no período de repouso.

A alternância do estado do indivíduo era comandada por meio de um aviso sonoro que indicava a alteração de tarefa, enquanto o sinal continuava a ser adquirido. Tendo isto em consideração, e de modo a desprezar eventuais atrasos ou antecipações na mudança de estado por parte de cada sujeito, bem como a sua resposta ao estímulo sonoro; a divisão de cada sinal foi efectuada desprezando 5 segundos no início e no final de cada tarefa. Resumindo, dos registos EEG de 5 minutos foram retirados 10 amostras com uma duração de 20 segundos cada uma: 5 referentes aos períodos de concentração dos indivíduos e outras 5 associadas aos ciclos de repouso, como representado na Figura 7.4.

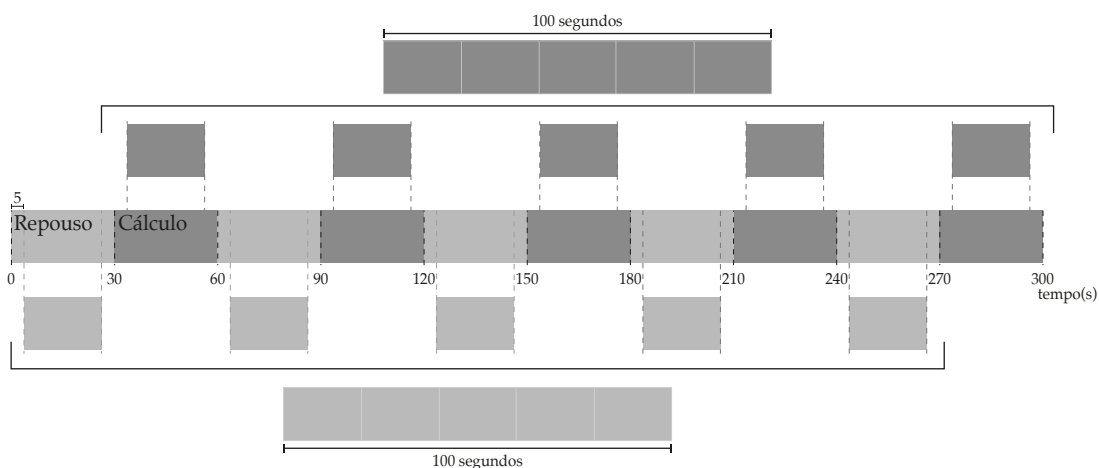


Figura 7.4 – Divisão do sinal EEG. O sinal EEG da tarefa cognitiva, adquirido em cada sessão, foi dividido, de 30 em 30 segundos, em períodos de repouso e cálculo, dos quais se excluíram os 5 segundos iniciais e finais de cada estado de actividade. Os 5 segmentos resultantes para cada período, foram posteriormente respectivamente concatenados, de modo a obter um sinal para o estado de repouso e outro para o de cálculo.

A extracção dos períodos de 20 segundos de sinal foi procedida pela concatenação dos registos referentes à mesma tarefa. Para cada uma das duas tarefas, foram consideradas as 5 amostras retiradas no processo anterior, por sua vez agrupadas num só sinal (para cada sessão e indivíduo), tal como ilustrado também na Figura 7.4. Os registos de 5 minutos, de cada sessão dos indivíduos, ficaram reduzidos a dois sinais distintos de 100 segundos, cada um relativo a uma actividade, aos quais foram aplicados os métodos de cálculo de conectividade cerebral para posterior análise.

Remoção de canais

Da análise dos dois sinais obtidos para cada sessão e indivíduo verificou-se a ocorrência de períodos de ruído de elevada amplitude (presentes em todo o sinal ou momentâneos) que distorciam por completo o sinal de EEG. Deste modo, foi necessário remover alguns canais que se encontravam fortemente contaminados com artefactos, inviabilizando a sua utilização no presente estudo.

A remoção de canais foi efectuada apenas após a exclusão dos períodos de transição entre as tarefas de cálculo e repouso, uma vez que sendo realizada antes dessa etapa poderia conduzir à remoção desnecessária de canais, nos casos em que os factores de ruído se concentrassem nesses intervalos de transição.

Aos registos concatenados com os intervalos de 5 segundos removidos foi aplicado um envelope do sinal de cada canal, calculado através dos seus picos superiores e inferiores. A partir dos envelopes obtidos foi calculada a sua diferença média, obtendo assim um valor médio da amplitude do sinal.

Foram removidos os canais cujo valor médio da sua amplitude era superior a 100 μ V. Aos canais que observaram este critério, foi atribuído um sinal nulo contínuo, com o único objectivo de manter a dimensão das matrizes de cada sessão e manter os índices de cada canal inalterados. O sinal nulo dos canais removidos não foi considerado nos algoritmos aplicados aos registos de EEG.

Nesta etapa, os 31 canais da primeira sessão de um dos participantes verificaram todos o critério de remoção de sinal, pelo que as restantes sessões foram excluídas do presente trabalho, procurando uma vez mais obedecer ao objectivo de avaliação longitudinal do presente estudo. A informação acerca de todos canais removidos encontra-se compilada no Apêndice A.

Reordenação de canais

Posteriormente, os índices matriciais dos eléctrodos foram reordenados de forma a dividi-los em 3 grupos de eléctrodos de acordo com a sua posição em referência ao plano anatómico frontal. Deste modo os eléctrodos foram agrupados em: grupo anterior, grupo central e grupo posterior. Dentro de cada grupo os eléctrodos foram subdivididos entre eléctrodos do lado esquerdo e do lado direito em relação ao canal médio de cada grupo (Fz, Cz ou Oz). Em cada subgrupo os eléctrodos foram ordenados do mais distante para o mais próximo dos eléctrodos Fz, Cz ou Oz, respectivamente. Na Tabela 7.1 estão representados os grupos e subgrupos tidos em consideração e o índice de cada canal após a aplicação do presente racional. Por complementaridade, na Figura 7.5.A estão representados os três grupos mencionados no esquema de posicionamento dos eléctrodos.

Tendo em consideração esta divisão de eléctrodos em diferentes grupos e subgrupos, como referido acima, foi desenvolvida uma grelha matricial com 3 linhas e 3 colunas respeitantes a cada um dos grupos anterior, central e posterior.

Esta grelha foi desenvolvida com recurso ao programa computacional da Adobe Inc.,

Tabela 7.1 – Grupos de eléctrodos considerados no presente estudo e respectiva ordenação.

Grupo		Eléctrodo	Índice de ordenação
Anterior	Esquerdo	F7	1
		Fp1	2
		AF3	3
		F3	4
	Médio	Fz	5
	Direito	F4	6
		AF4	7
		Fp2	8
		F8	9
Central	Esquerdo	T7	10
		FC5	11
		CP5	12
		C3	13
		FC1	14
		CP1	15
	Médio	Cz	16
	Direito	CP2	17
		FC2	18
		C4	19
		CP6	20
		FC6	21
		T8	22
Posterior	Esquerdo	P7	23
		PO7	24
		PO3	25
		P3	26
	Médio	Pz	27
	Direito	P4	28
		PO4	29
		PO8	30
		P8	31

Adobe Illustrator CC 24.1 e serviu como complemento de análise das matrizes dos resultados obtidos. Como explicitado na secção seguinte, estas matrizes possuem dimensão 31×31, correspondendo os índices das suas linhas e colunas à ordenação dos índices explanados na 3ª coluna da Tabela 7.1.

A grelha construída, como se verificará adiante, foi sobreposta às matrizes obtidas, de modo a facilitar a sua representação e análise, dividindo-as também em grupos diferentes, como se confirma na Figura 7.5.B.

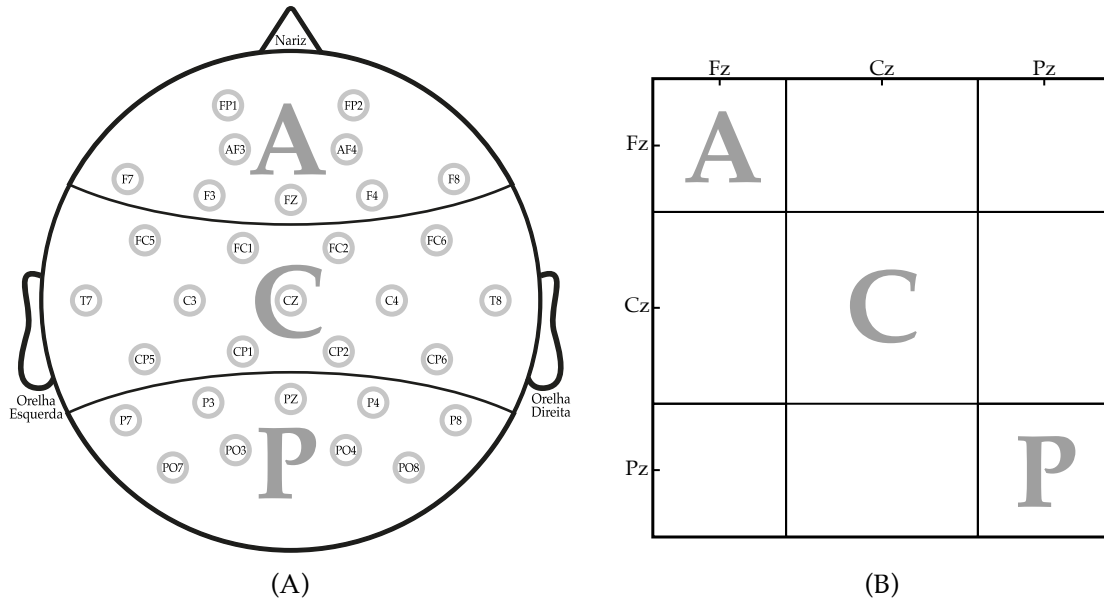


Figura 7.5 – Distribuição dos eléctrodos e grupos considerados. (A) Representação gráfica da divisão dos eléctrodos no esquema do posicionamento dos 31 eléctrodos do sistema *gTEC Nautilus* utilizados na aquisição do sinal EEG. A letra "A" representa o grupo anterior, o "C" corresponde ao grupo central e o "P" ao posterior. (B) Grelha desenvolvida e sobreposta às matrizes de coerência obtidas no presente estudo.

7.2.2 Processamento do sinal EEG

Nesta fase, além das funcionalidades do *software* MATLAB, foi também utilizada como ferramenta complementar a função *topoplot* do EEGLAB, uma interface também ela desenvolvida em MATLAB e dedicada ao processamento de sinais de EEG.

Cálculo da coerência e representação matricial

Nesta etapa, foi efectuado o cálculo da coerência entre todos os canais, para as tarefas de cálculo e repouso, de cada sessão e indivíduo. Para isto, a função *mscohere* do MATLAB foi aplicada a todos os 31 canais, obtendo-se o índice de coerência entre todos eles para o espectro de frequências considerado (4Hz - 30Hz).

Seja $coer_{ij}(f)$ o valor da coerência entre os canais i e j para a frequência f , a partir dos índices de coerência $coer_{ij}(f)$, foi criada uma matriz dos coeficientes de coerência para cada frequência f , a matriz quadrada $coer(f)$ com dimensão 31 (número de canais). Neste contexto, foi calculada uma matriz $coer(f)$ para cada valor de $f \in \{4, 5, 6, \dots, 28, 29, 30\}$ Hz, para cada um dos 112 registos de EEG (14 participantes \times 4 sessões \times 2 tarefas).

Interface de análise das matrizes de coerência

Inicialmente, as matrizes $coer(f)$ foram analisadas através de uma interface própria, desenvolvida especificamente em contexto do presente trabalho. Esta interface permitia observar as matrizes o conjunto de $coer(f)$ para um mesmo indivíduo representando as

diferentes matrizes respeitantes à tarefa de repouso e cálculo de cada uma das 4 sessões. Para isto a interface tinha como parâmetros de definição: a escolha do participante pretendido e a selecção do valor de frequência f . Como complemento, a interface tinha dois campos distintos: um para a representação dos espectros de coerência entre dois canais seleccionados para cada uma das tarefas e sessões, e o outro para os espectros de potência de cada um desses dois canais, também para cada tarefa e sessão. A interface permitia ainda ocultar as linhas e colunas dos canais removidos e também a representação dos mapas topográficos dos valores de coerência entre um eléctrodo escolhido e os restantes 30, para o valor de frequência seleccionado.

Os mapas topográficos foram obtidos através da função *topoplot* do EEGLAB, que distribui os valores de coerência desse canal pelo posicionamento dos respectivos eléctrodos no sistema 10-20, e realiza uma interpolação desses valores permitindo a obtenção de um mapa completamente preenchido.

Uma representação das funcionalidades da interface descrita encontra-se presente na Figura 7.6.

Obtenção de matrizes de coerência média

Uma vez que, no contexto deste trabalho, se pretende analisar as alterações de coerência para cada uma das bandas de frequências Teta (θ , 4 Hz-8 Hz), Alfa (α) e Beta (β), calculou-se uma matriz média para cada uma destas bandas:

$$M_{ij} = \frac{1}{(ls - li)} \int_{li}^{ls} coer_{ij}(f) df \quad , \text{com } i, j \in \{1, 2, \dots, 31\} \quad (7.1)$$

sendo ls e li , os limites superior e inferior, respectivamente, de cada gama de frequências. Cada célula da matriz M de cada gama de frequências representa, assim, a média dos índices de coerência entre os canais i e j para os intervalos de frequência f $\theta=[4\text{Hz}-8\text{Hz}]$, $\alpha=[8\text{Hz}-13\text{Hz}]$ e $\beta=[13\text{Hz}-30\text{Hz}]$.

Com o objectivo de representar cada uma das matrizes de forma mais intuitiva no que toca à distribuição de valores da coerência entre cada par de canais, foi aplicada a função *pcolor* a cada uma das matrizes, cujo resultado consiste numa matriz com cada uma das suas entradas representadas por uma cor de entre o espectro considerado. Na Figura 7.7 as cores observadas em todas as matrizes representadas resultam exactamente da aplicação da função referida a cada matriz.

As matrizes média para as bandas de frequências Teta, Alfa e Beta, representem-se respectivamente por $M(\theta)$, $M(\alpha)$ e $M(\beta)$, foram assim obtidas para cada tarefa, sessão e indivíduos e foram utilizadas para avaliar as alterações de coerência em cada uma destas gamas quer entre tarefas, quer entre sessões.

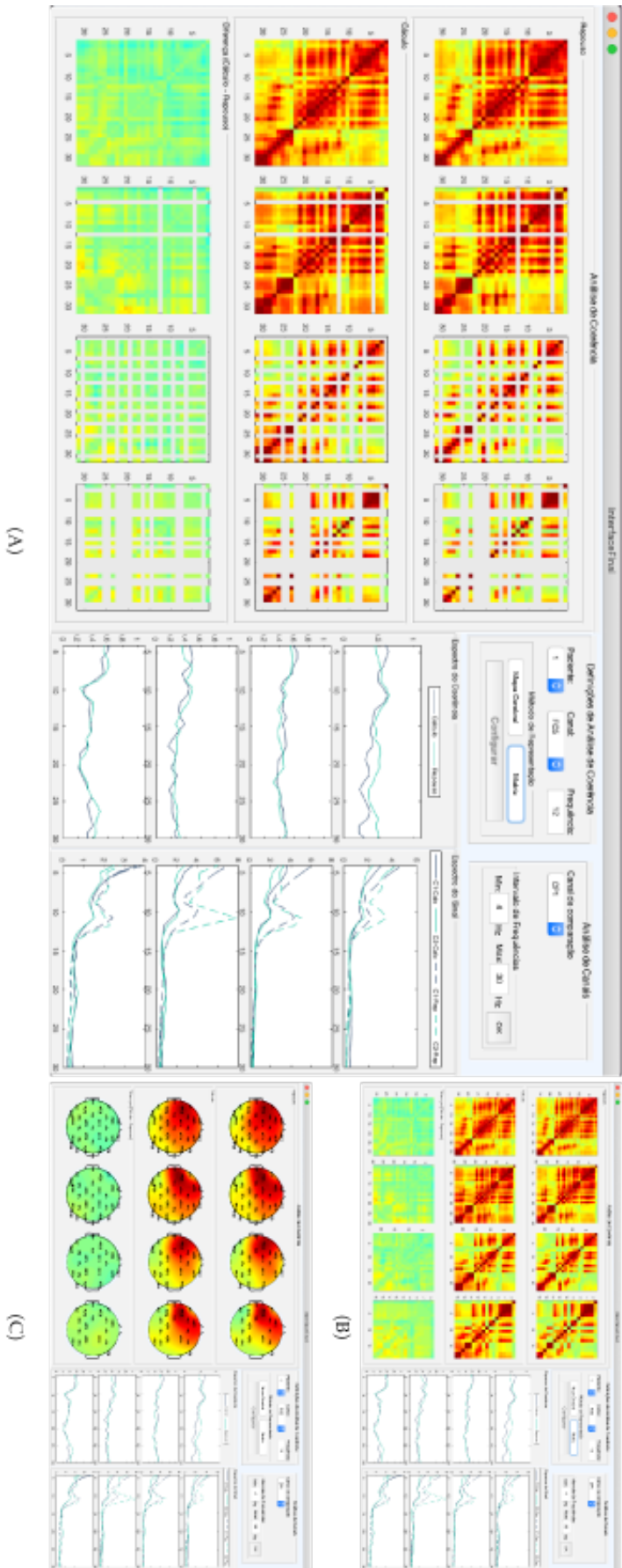


Figura 7.6 – Interface desenvolvida. A interface permitiu efectuar a análise das matrizes de coerência $coer(f)$ obtidas para cada tarefa, sessão, participante e valor de f entre 4Hz e 30Hz. Neste caso para o participante 1, para a frequência de 10Hz. Em (A) estão representadas as matrizes de coerência, em (B) as mesmas matrizes mas com os canais removidos ocultados e em (C) as representações dos mapas topográficos obtidos para o canal FC5, também para a frequência de 10Hz. A escala de cores para as 12 matrizes é a mesma de forma a facilitar a comparação entre elas, desta forma na escala considerada o azul corresponde a -1, o verde a 0 e o vermelho mais escuro a 1.

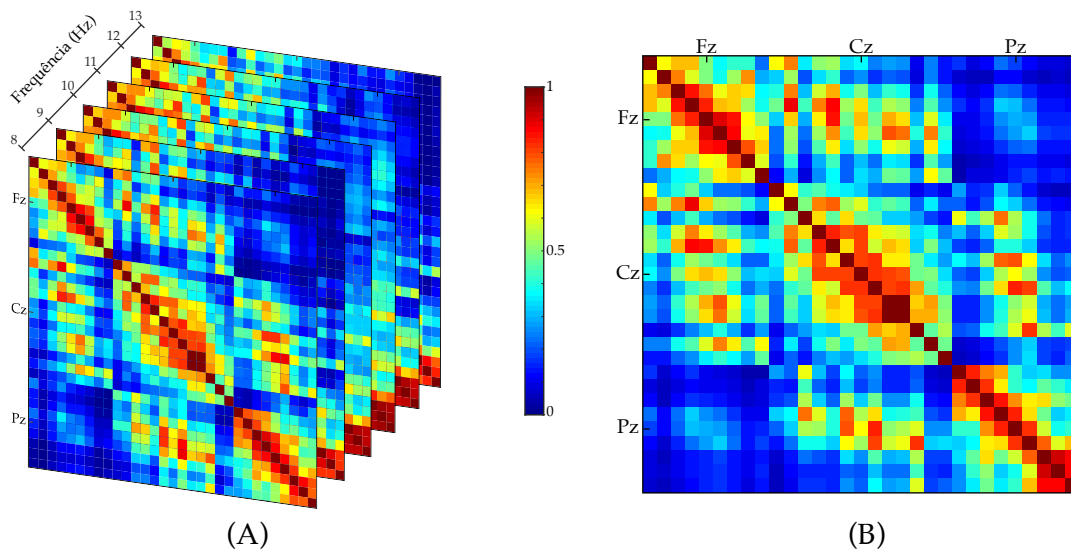


Figura 7.7 – Matriz de coerência obtida para o espectro de frequências Alfa. (A) Exemplo das matrizes coerência obtidas para o espectro de frequências Alfa (α), $f_\alpha=[8 \text{ Hz}-13 \text{ Hz}]$ para a primeira sessão de um dos participantes. (B) Exemplo da matriz de coerência média para a banda Alfa calculado a partir das matrizes de (A), através da Equação 7.1.

7.2.3 Avaliação de alterações de coerência

Como supramencionado as matrizes de coerência determinadas para as bandas Teta, Alfa e Beta foram utilizadas para obter os seguintes resultados, para cada uma:

- diferença entre a tarefa de repouso e de cálculo dentro de cada sessão.
- diferença entre sessões para cada uma das tarefas.

De modo a avaliar estas diferenças de uma forma mais abrangente de entre a população considerada foram calculadas matrizes de coerência média para cada tarefa e sessão a partir das respectivas matrizes de entre o total de participantes considerados, de forma idêntica ao cálculo das matrizes de coerência média para cada banda (Equação 7.1) no entanto em vez dos limites do integral se referirem ao mínimo e máximo do intervalo da banda de frequência, desta feita foi efectuado ao longo dos participantes.

No entanto, antes do cálculo das matrizes de coerência ao longo dos participantes, e de modo a identificar e excluir eventuais *outliers*, foi avaliada a distribuição da média da matriz coerência média para o intervalo de frequências completo ($f=[4\text{Hz}-30\text{Hz}]$), através da Equação 7.1, sendo $li=4\text{Hz}$ e $ls=30\text{Hz}$.

Para cada sessão e tarefa, o vector constituído pela média dos valores da respectiva matriz M , de cada indivíduo, foi introduzido num diagrama de caixa, através da função *boxplot* do MATLAB, com o valor de 1,5 considerado como valor máximo de *whisker*. Obtendo-se o resultado observado na Figura 7.8.

Tendo sido o participante 16 considerado como *outlier* na sessão 2, em ambas as tarefas, uma vez mais obdecendo ao critério de exclusão do indivíduo em caso de exclusão

de qualquer uma das suas sessões, nenhuma das respectivas matrizes de coerência do participante 16 foi considerada no cálculo das matrizes de coerência média entre todos os indivíduos.

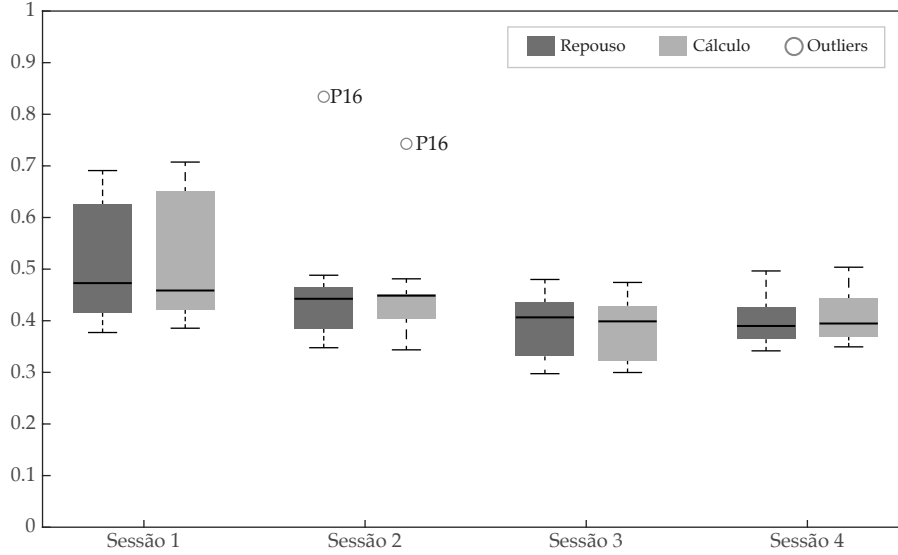


Figura 7.8 – Diagrama de caixa para a distribuição dos valores da média da matriz M de cada indivíduo, para cada sessão. Conforme indicado na figura o indivíduo P16 foi considerado um *outlier* para a sessão 2, excluindo-se assim as suas restantes sessões.

Desta forma, as matrizes de coerência média para a população em estudo foram determinadas considerando apenas 13 dos 15 participantes a início considerados no presente trabalho.

Como referido a início, para cada uma das bandas Teta, Alfa e Beta, foi então determinada uma matriz média para cada tarefa e sessão, represente-se por matriz T , através das matrizes ($M(p)$) análogas (mesma tarefa e sessão) de cada indivíduo, sendo p um índice representativo de cada um dos 13 indivíduos:

$$T_{ij} = \sum_{p=1}^{13} M_{ij}(p) \quad , \text{com } i, j \in \{1, 2, \dots, 31\} \text{ e } p \in \mathbb{N} \quad (7.2)$$

Para cada uma das bandas de frequência obtiveram-se assim 8 matrizes T : 4 para a tarefa de repouso e 4 para a cálculo, correspondentes a cada uma das 4 sessões, como exemplificado na Figura 7.9 para o caso das frequências Alfa.

Devido à remoção de canais com ruído efectuada na fase de pré-processamento, foi necessário ter em atenção o impacto que a mesma teve principalmente nas sessões 3 e 4, que foram as mais afectadas. Deste modo, e procurando evitar que cálculo das matrizes médias conduzissem a matrizes com resultados tendenciosos, foram ocultadas as linhas e colunas cujos valores correspondiam a canais presentes em apenas um ou dois participantes (pelo que na sessão 3 e 4 da Figura 7.9 existem linhas e colunas totalmente preenchidas a

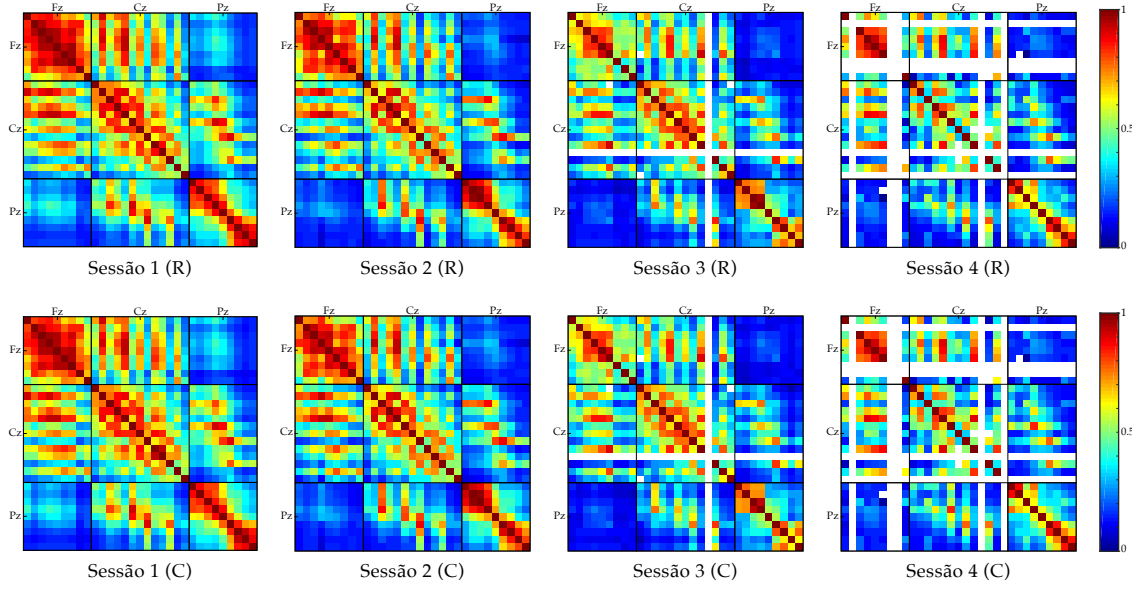


Figura 7.9 – Matriz de coerência média para a banda Alfa, obtida para cada sessão. Cada uma das matrizes foi calculada através da média das respectivas matrizes da população considerada. A letra "R" representa a tarefa de repouso e "C" a tarefa de cálculo. As células preenchidas a branco correspondem a células sem informação.

branco). Além disso um outro fenómeno verificado foi a intersecção entre alguns canais ser o conjunto vazio, como são exemplo o par F4-T7 na sessão 3 e F4-PO7 na sessão 4, isto devido ao facto dos indivíduos em que um canal está presente, o outro foi removido, e vice-versa.

A partir das matrizes T foi efectuada a análise pretendida e já explicitada acima: avaliação da diferença entre tarefas ao longo das sessões e a diferença entre sessões para cada uma das tarefas. Considerando os índices $S1$, $S2$, $S3$ e $S4$ indicativos da sessão 1, 2, 3 e 4, respectivamente, e a letra R referente à tarefa de repouso e o C à tarefa de cálculo. A matriz de diferença entre tarefas para cada sessão (DT) foi calculada da seguinte forma:

$$DT(Sn)_{ij} = T(R, Sn)_{ij} - T(C, Sn)_{ij} \quad , \text{com } i, j \in \{1, 2, \dots, 31\} \text{ e } n = \{1, 2, 3, 4\} \quad (7.3)$$

Relativamente ao cálculo da diferença entre sessões, a primeira sessão foi considerada como a sessão de comparação de modo a perceber as alterações decorrentes em diferentes fases da implementação da prática de *mindfulness*. Considerando DS a matriz de diferença entre sessões para cada tarefa:

$$DS(X)_{ij} = T(X, Sn)_{ij} - T(X, S1)_{ij} \quad , \text{com } i, j \in \{1, 2, \dots, 31\} , n = \{2, 3, 4\} \text{ e } X = \{R, C\} \quad (7.4)$$

Para cada uma das matrizes DT e DS foram ainda calculados: o valor da média aritmética dos seus valores e respectivo desvio padrão, o valor máximo observado em cada uma delas e qual o par de eléctrodos a que este corresponde. Estes três valores foram

determinados considerando o valor absoluto das diferenças observadas, além disso não foram considerados os valores da diagonal das matrizes de diferença (ou seja os 31 valores 0, correspondentes à subtração dos valores de auto-coerência, 1 em ambos os casos). Por fim, foram considerados apenas os valores de uma das metades da matriz, retirando a dupla ponderação de valores, uma vez que todas as matrizes de coerência são simétricas em relação à sua diagonal.

As matrizes DT e DS obtidas para cada uma das bandas permitiram compreender a evolução das dinâmicas de conectividade cerebral ao longo das diferentes sessões, como se verificará no próximo capítulo. Estas duas matrizes em cada caso facilitam o entendimento das matrizes T obtidas, no entanto não se revelam suficientes no que toca a perceber quais os canais, ou grupos de canais, cuja dinâmica é mais alterada e de que forma isso acontece em termos da relação de coerência com os restantes conjuntos.

De forma a evidenciar as alterações de coerência mais significativas ao longo do tempo, foram considerados dois valores limiares aplicados a cada matriz T , eliminando os valores abaixo desses valores limiares, sendo todos esses colocados a apenas uma cor (de forma a distinguir dos espaços brancos referentes aos canais com ausência de informação, os valores inferiores ao limiar considerado foram colocados a cinzento). De forma a reduzir a presença de informação redundante, também a diagonal da matriz T foi preenchida com a cor cinzenta, uma vez que apresenta sempre valor constante 1.

Os valores de limiar escolhidos foram o 0,7 e 0,8 e foram aplicados (não simultaneamente) às matrizes de cada tarefa e sessão de forma a considerar-se apenas valores de coerência elevados e assim analisar as alterações da conectividade cerebral decorrentes da prática de *mindfulness*.

Sublinhe-se o facto de as matrizes T , DT e DS terem sido obtidas para cada uma das bandas Teta, Alfa e Beta, pelo que a análise e discussão dos resultados que estas transmitem serão efectuadas adiante individualmente para cada uma das gamas de frequência.

ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O presente capítulo compreende a exposição dos resultados obtidos ao longo do estudo em consequência dos procedimentos mencionados no Capítulo 7.

De recordar que a mesma abordagem foi aplicada a cada uma das diferentes bandas de frequência consideradas, pelo que adiante os resultados de cada uma dessas bandas são apresentados em sub-capítulo próprio. A exposição dos resultados será simultaneamente acompanhada da sua análise e discussão.

Para cada uma das bandas de frequência serão apresentadas as matrizes de diferença entre o estado de repouso e o de actividade cognitiva e as considerações de relevo acerca da informação que as mesmas transmitem. Posteriormente, e continuando a considerar apenas o respectivo intervalo de frequências, serão observadas as evidências das alterações de coerência da primeira sessão para cada uma das sessões seguintes. Tomando-se assim a primeira sessão como a sessão de controlo.

De forma a evidenciar as alterações de coerência mais significativas entre estados e sessões, foram considerados os valores limiares de 0,7 e 0,8, como abordado no capítulo anterior. Deste modo será possível perceber quais os grupos de eléctrodos (e consequentemente as regiões do córtex cerebral) que apresentam maiores modificações na forma como se interrelacionam.

A partir dos resultados obtidos da aplicação dos valores limiares acima mencionados, serão obtidos os mapas topográficos da coerência desses eléctrodos com os restantes. Conforme abordado no Capítulo 6, os resultados de alguns trabalhos de investigação nesta área indicam o Córtex Pré-Frontal (CPF) como uma das regiões do cérebro que verifica mais alterações da sua conectividade funcional após a introdução a práticas de *mindfulness*. Um dos estudos aponta ainda especificamente, para a banda Teta, os eléctrodos Fz e Pz como canais de especial interesse [10]. Estes dois eléctrodos serão, então, tidos em consideração para a análise dos respectivos mapas topográficos.

8.1 Banda Teta

As matrizes de coerência média para a banda Teta (θ , [4Hz-8Hz]) para a tarefa de repouso e de cálculo, para cada sessão estão representadas na Figura 8.1. Da sua simples observação é possível perceber as assimetrias entre sessões de cada tarefa, no entanto comparando entre tarefas da mesma sessão a presença de alterações entre estados não é tão evidente.

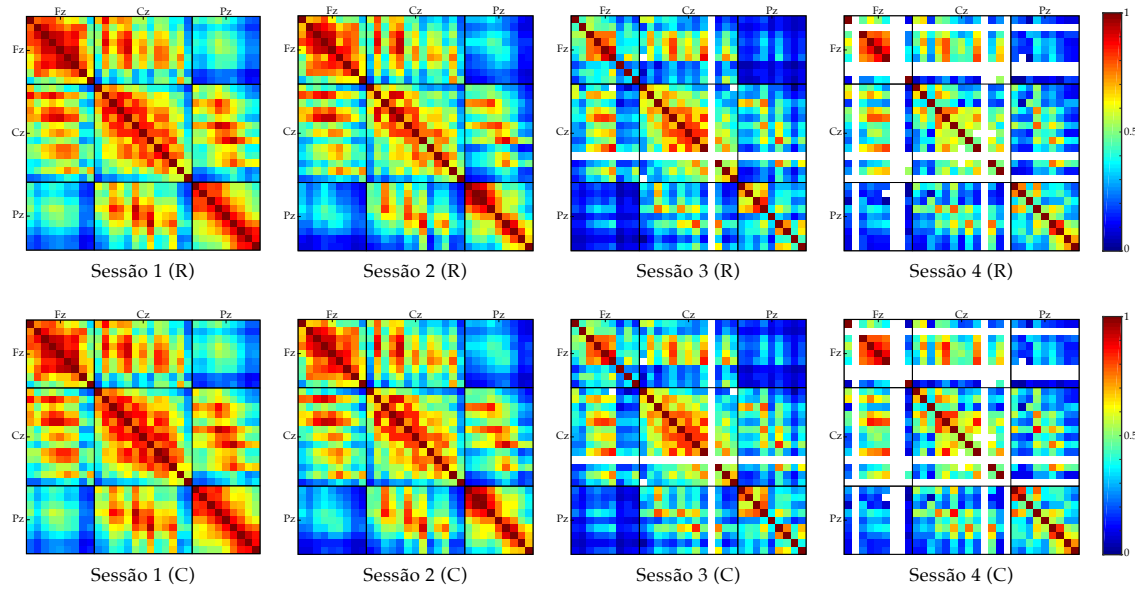


Figura 8.1 – Matrizes de coerência média obtidas para a banda Teta, para cada sessão e tarefa: repouso (R) e cálculo (C).

Diferença entre tarefas

Efectuando o cálculo da diferença entre as matrizes de cálculo e de repouso, através da subtracção das primeiras às segundas, como referido no capítulo anterior, foi possível obter as matrizes diferença *DT* observadas na Figura 8.2, na qual são descritos os valores da média, desvio padrão e máximo dos valores da matriz, a partir da metodologia também explanada anteriormente.

Da análise das matrizes da Figura 8.2 é possível deduzir que as alterações de coerência, entre tarefas, para qualquer uma das sessões, não apresentam uma prevalência bem definida na população considerada. O valor médio obtido para todas as sessões corresponde a um valor de diferença média da coerência bastante baixo, uma vez que é na ordem das centésimas.

No que toca ao valor máximo observado em cada matriz diferença também não se pode considerar como um indicativo de referência para a confirmação de alterações de coerência nos diferentes estados, pois, apesar de, em norma geral, o valor máximo ser sensivelmente 4 vezes superior ao valor da média verificada, em nenhum dos 4 casos é

em muito superior a 0,1, o que representa em contexto de coerência uma variação pouco significativa.

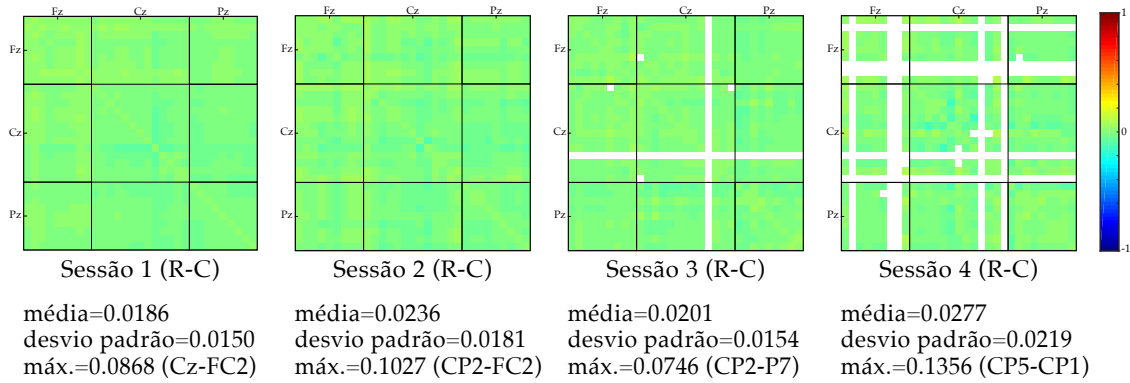


Figura 8.2 – Matrizes da diferença entre coerência média da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

Diferença entre sessões

Como referido no início da presente secção, as matrizes observadas para as diferentes sessões, em qualquer uma das tarefas, na Figura 8.1 evidenciam a ocorrência de alterações significativas de umas sessões para as outras. De forma a compreender estas alterações no sentido da sua evolução temporal, isto é ao longo das diferentes fases do estudo, as matrizes de diferença entre as matrizes coerência de cada sessão *DS* foram obtidas tendo como referência a primeira sessão, como supramencionado na Equação 7.4.

As matrizes *DS* obtidas para a banda Teta e os respectivos resultados obtidos para o período de repouso e a tarefa cognitiva estão respectivamente representados nas Figuras 8.3 e 8.4.

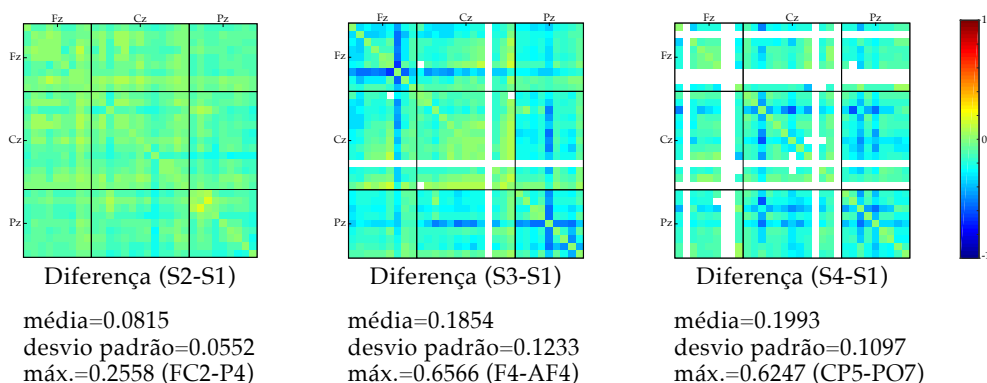


Figura 8.3 – Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de repouso e banda de frequências Teta. Às matrizes da sessão 2, 3 e 4 foi subtraída a matriz para sessão 1.

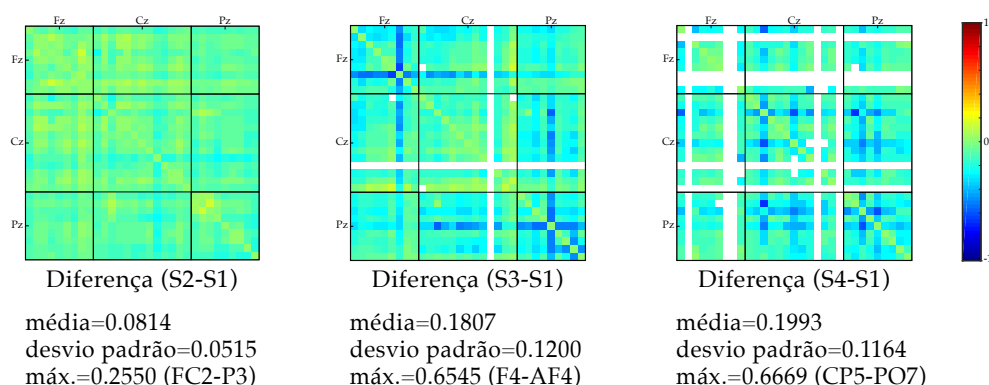


Figura 8.4 – Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de cálculo e banda de frequências Teta. Às matrizes da sessão 2, 3 e 4 foi subtraída a matriz para sessão 1.

É imediata a percepção de alterações significativas de umas sessões para as outras, principalmente no caso das sessões 3 e 4.

Atente-se à matriz de diferença entre a sessão 1 e 2 e às matrizes no caso da diferença entre as sessões 1 e 3, e 1 e 4. Em ambas as tarefas a matriz referente à comparação entre a sessão 1 e 2, é aquela que apresenta variações mais baixas em valor absoluto.

Este cenário altera-se por completo no caso da sessão 3, que apresenta alterações consideravelmente elevadas, verificadas principalmente nos eléctrodos das regiões anterior e posterior que apresentam de forma geral uma diminuição da sua coerência com todos os restantes eléctrodos. Por sua vez, ainda na sessão 3, a coerência entre os eléctrodos do grupo central apresenta pequenas diminuições nos eléctrodos do lado esquerdo e um ligeiro aumento nos do lado direito.

Relativamente à sessão 4, se por um lado evidencia uma confirmação da diminuição de coerência para os eléctrodos esquerdos do grupo central, que aparece subtilmente na sessão 3; por outro lado verificam-se ligeiras regressões face à tendência evidenciada na sessão 3, principalmente para a coerência entre canais do mesmo grupo, para as regiões anterior e posterior.

Aplicação de valor limiar

Da aplicação dos valores limiares para os valores de coerência das matrizes T da banda Teta (Figura 8.1) resultaram as matrizes representadas na Figura 8.5, para o valor limiar de 0,7, e na Figura 8.6, correspondente a um valor limiar de 0,8. De recordar que a cinzento foram preenchidos os valores abaixo do valor considerado, como indica a escala de cor de cada figura, bem como a diagonal de cada matriz (com valor 1) de forma a excluir informação redundante.

Da análise da Figura 8.5 rapidamente se confirma o que fora afirmado relativamente às alterações verificadas de 1 para 2 que são pouco consideráveis, no entanto os eléctrodos do grupo central verificam uma diminuição de coerência, observando-se uma maior alteração do padrão de coerência na sua região, entre as duas sessões.

Por sua vez a Figura 8.6, referente à aplicação do valor limiar de 0,8, evidencia os eléctrodos FC5, C3 e FC1 como eléctrodos de especial interesse, devido às alterações verificadas de sessão para sessão no que diz respeito à sua relação de coerência com os restantes eléctrodos.

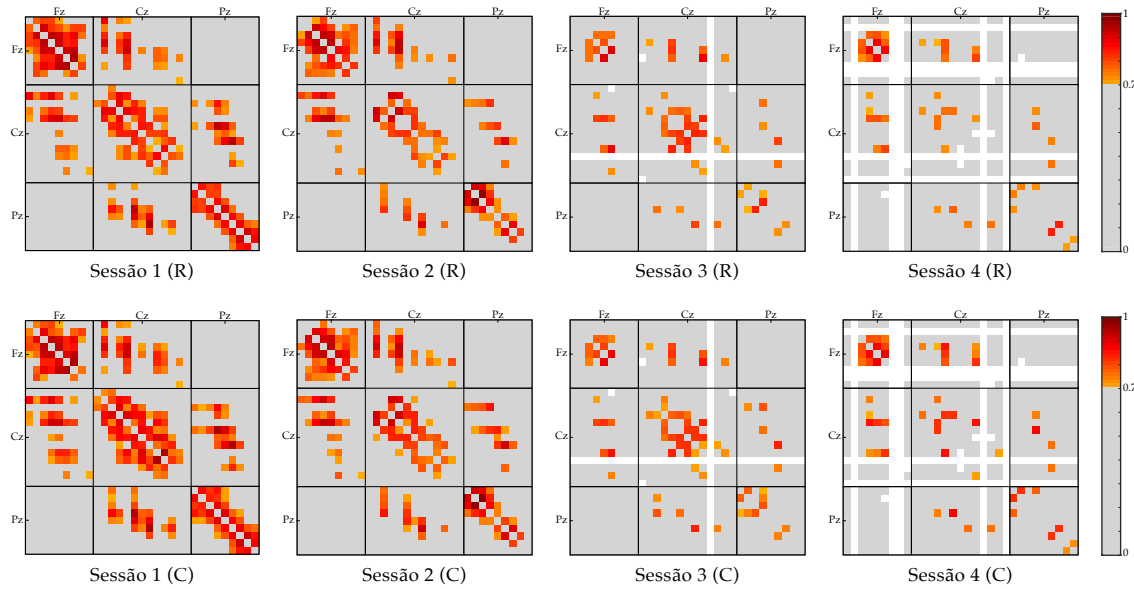


Figura 8.5 – Aplicação do valor limiar de 0,7 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Teta, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).

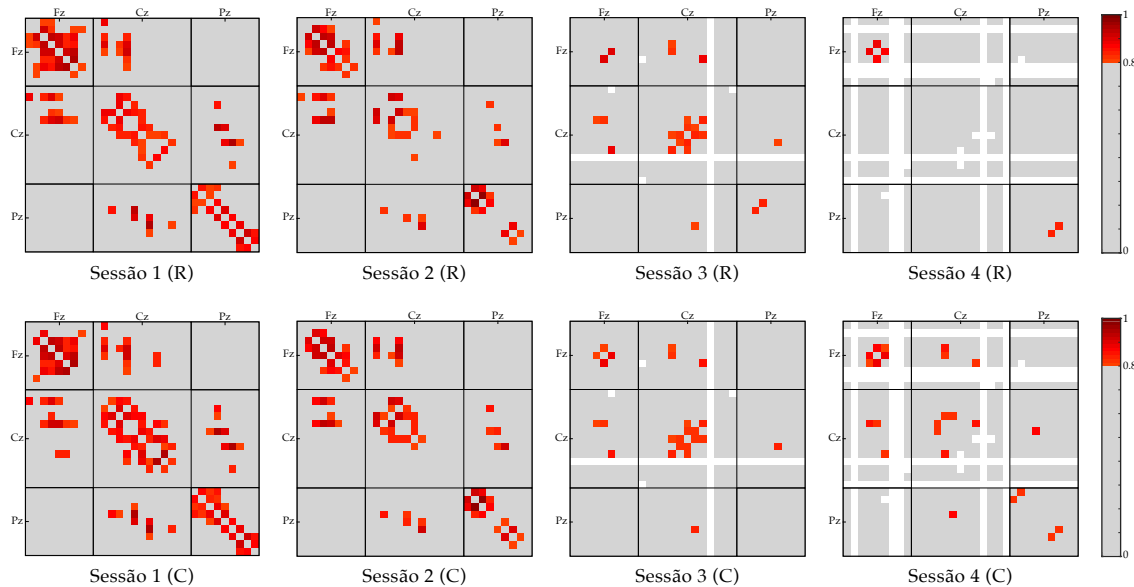


Figura 8.6 – Aplicação do valor limiar de 0,8 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Teta, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).

Além destes canais, a aplicação dos valores limiar de 0,7 e 0,8 evidencia de forma muito clara de que forma a dinâmica entre os canais do grupo anterior se altera ao longo

das quatro sessões principalmente para o eléctrodo Fz, cujo o mapa topográfico está presente na Figura 8.7.

A partir das conclusões retiradas da aplicação do valor limiar de 0,8, foram então obtidos os mapas topográficos para os 3 canais referidos, para cada tarefa e sessão, a partir da respectiva *T*. Os mapas topográficos foram obtidos através da função *topoplot* da interface EEGLAB, anteriormente descrita, e estão representados nas Figuras 8.8, 8.9 e 8.10.

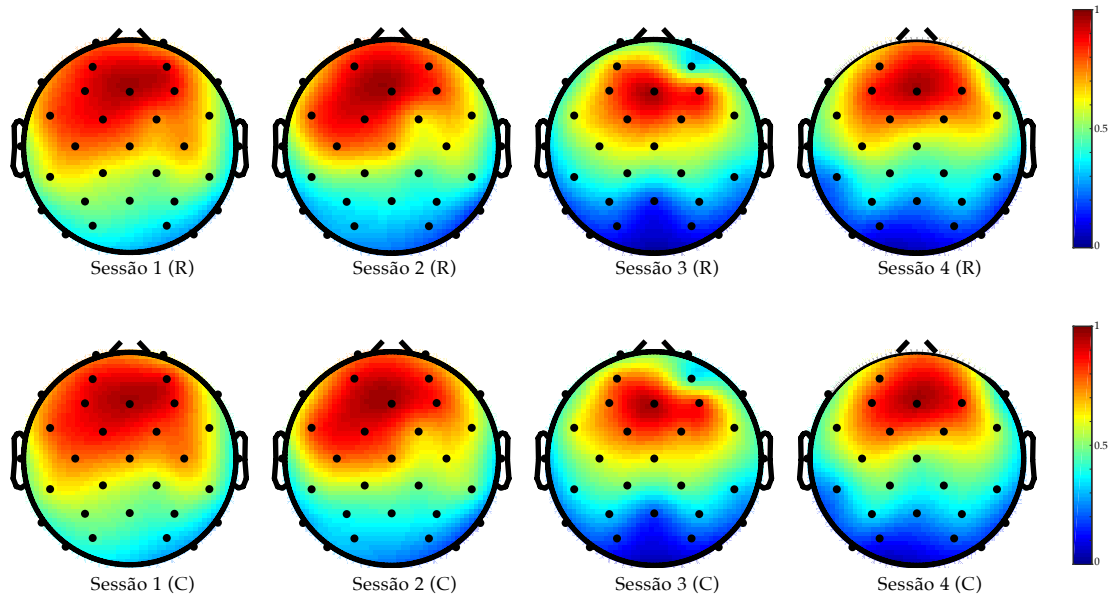


Figura 8.7 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Fz, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.

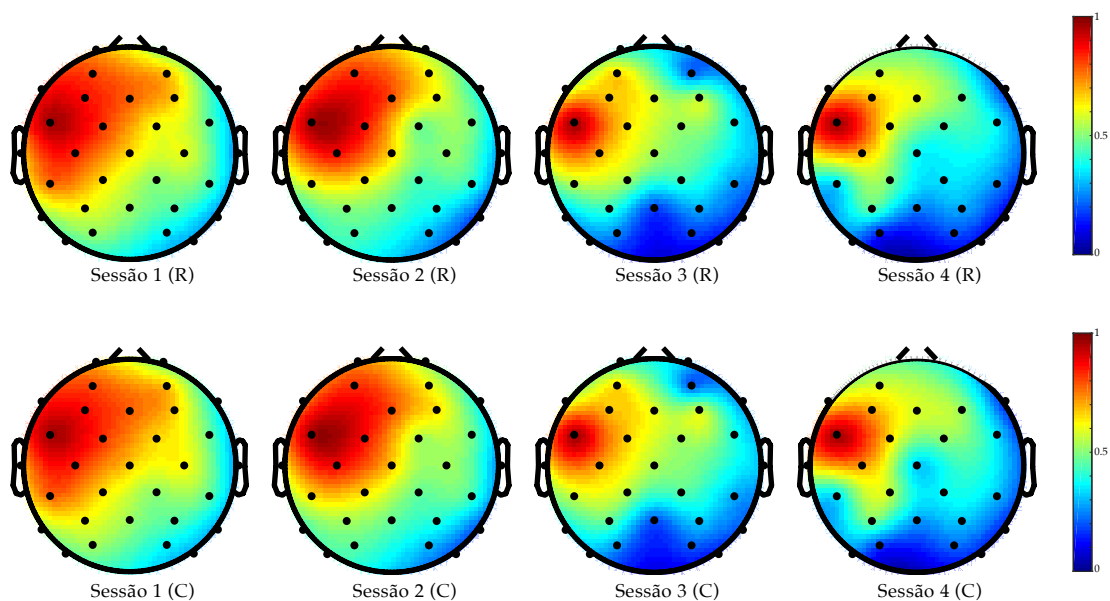


Figura 8.8 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC5, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.

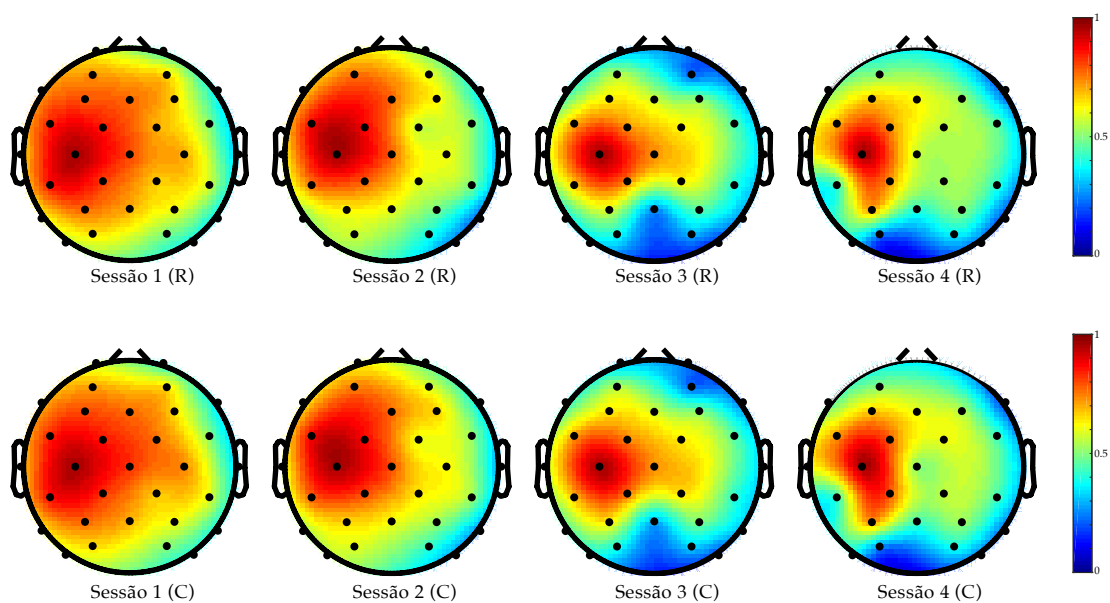


Figura 8.9 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo C3, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.

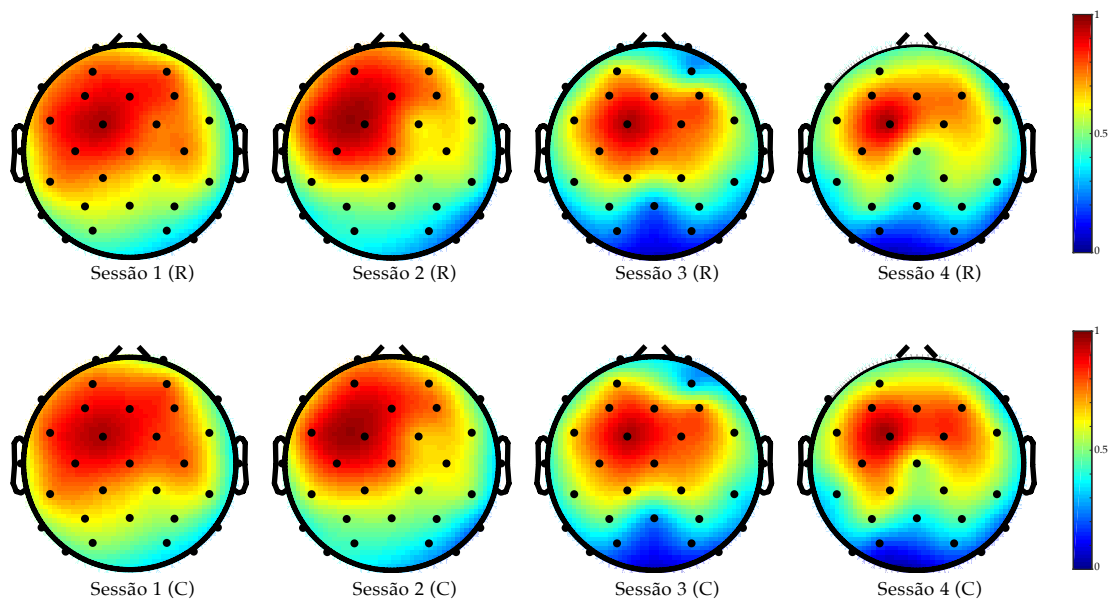


Figura 8.10 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC1, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.

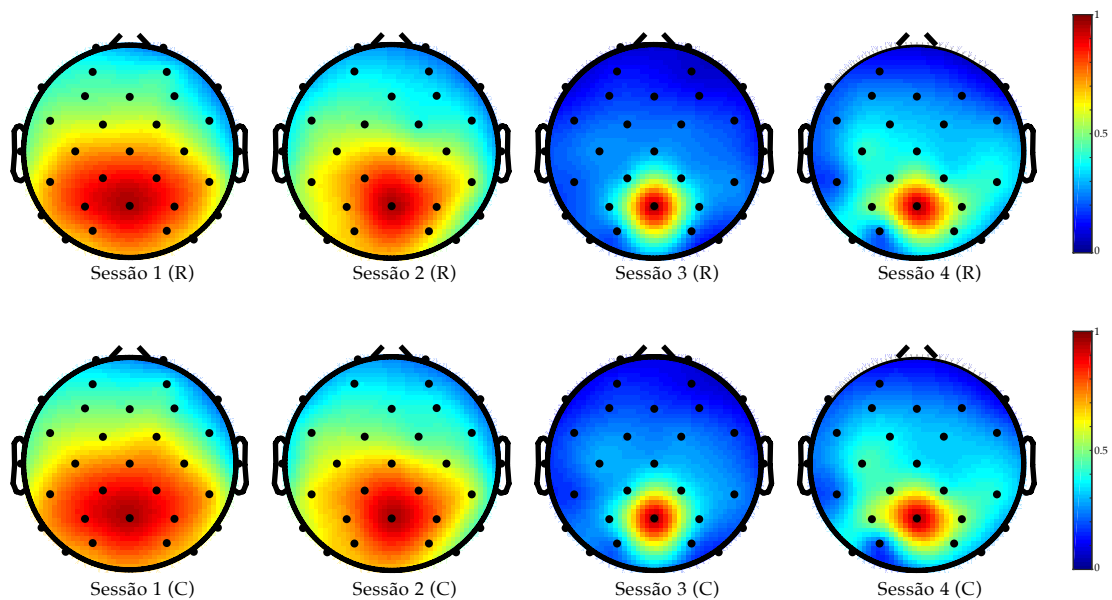


Figura 8.11 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Pz, para a banda Teta e as diferentes sessões e tarefas.

8.2 Banda Alfa

De seguida, dedicar-se-á atenção aos resultados análogos aos expostos na secção anterior, desta feita obtidos para a banda de frequências Alfa (α , [8Hz-13Hz]). Estes mesmos resultados estão presentes na Figura 8.12 e, tal como no caso anterior, a sua análise directa permite verificar diferenças mais significativas de sessão para sessão, do que propriamente entre estados ao longo das 4 sessões.

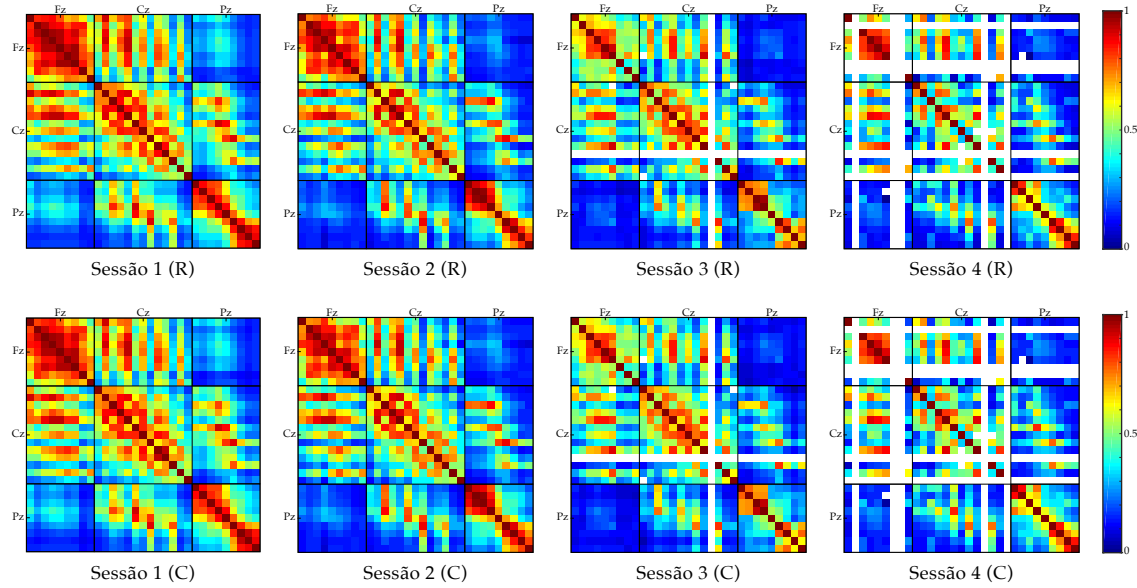


Figura 8.12 – Matrizes de coerência média obtidas para a banda Alfa, para cada sessão e tarefa: repouso (R) e cálculo (C).

Diferença entre tarefas

A diminuta variação dos valores de coerência cerebral entre a tarefa de cálculo e o estado de repouso, acima referida, é corroborada uma vez mais pelas matrizes de diferença de coerência entre tarefas para cada uma das sessões, representadas na Figura 8.13. Os resultados obtidos reflectem, também para a banda Alfa, baixos valores de diferença, sendo a média aritmética de cada matriz (sem os valores da diagonal e sem dupla ponderação de valores) muito baixa e, uma vez mais, na ordem das centésimas. Também no caso das frequências Alfa o valor máximo verificado, para cada situação, é sensivelmente maior do que o quádruplo do valor médio referido anteriormente, porém em nenhum dos casos os valores de diferença, entre estados, ultrapassam os 0,1221, o que, como referido na secção precedente, é uma variação pouco significativa em termos de coerência.

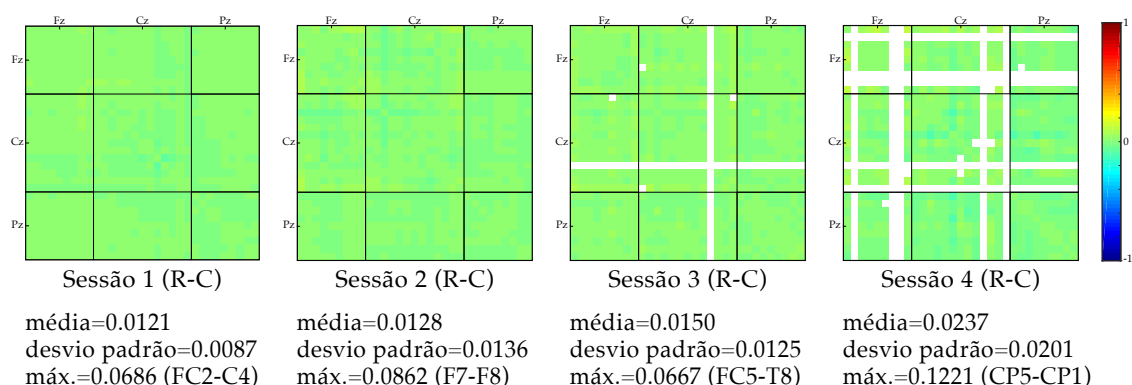


Figura 8.13 – Matrizes da diferença entre coerência média da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

Diferença entre sessões

Analisando a diferença entre a sessão 1 e cada uma das restantes, representadas nas Figuras 8.14 e 8.15, verifica-se que também no caso da banda Alfa estas são evidentes, tal como verificado para o caso das Teta.

Também na banda Alfa, a diferença entre a sessão um e as restantes é mais intensa para as sessões 3 e 4, enquanto que a diferença entre a primeira e a segunda não apresenta alterações de grande expressão.

Relativamente à sessão 3, as diferenças apresentadas são mais elevadas do que para a sessão 2 da banda Alfa. Os eléctrodos que registam maior alteração dos seus valores de coerência correspondem novamente aos eléctrodos da região anterior e posterior. Os eléctrodos da região central verificam uma vez mais uma ligeira diminuição no caso do lado esquerdo, sendo que nos eléctrodos à direita do eléctrodo Cz apresentam um ténue aumento da sua coerência.

Tendo em consideração as alterações da sessão 1 para a sessão 4, é possível denotar a diminuição da coerência com os restantes canais no caso dos eléctrodos do lado esquerdo do grupo central, o que se verificara ligeiramente já na sessão 3. Concentrando a análise no grupo posterior percebe-se uma diminuição da coerência para os eléctrodos do lado esquerdo. Por outro lado, nos eléctrodos direitos do mesmo grupo verifica-se uma ligeira regressão à tendência verificada na sessão 3, na qual se observa uma diminuição da coerência da sessão 1 para a sessão 3, enquanto que da 1 para a 4 existe, nestes eléctrodos um aumento da sua coerência com os restantes.

A partir da análise das matrizes das Figuras 8.14 e 8.15 e comparando-as com as suas análogas para a banda Teta (Figuras 8.3 e 8.4) é possível concluir que as alterações de coerência da sessão 1 para as sessões 3 e 4 assumem maior expressão no caso da banda Teta.

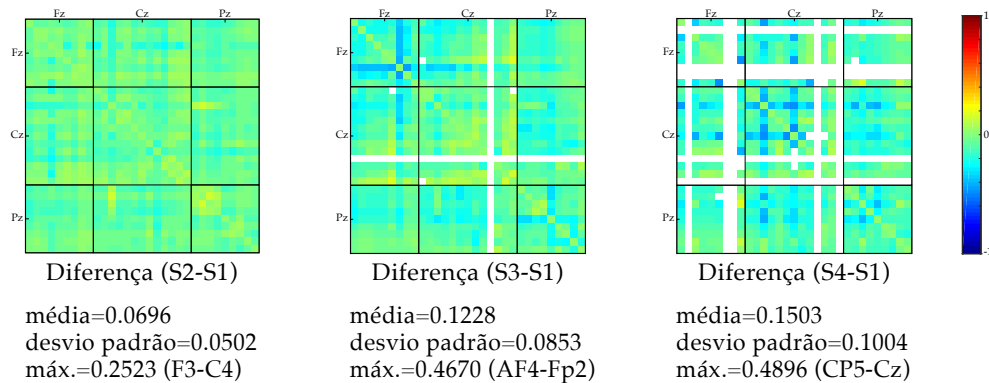


Figura 8.14 – Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de repouso e banda de frequências Alfa. Às matrizes da sessão 2, 3 e 4 foi subtraída a matriz para sessão 1.

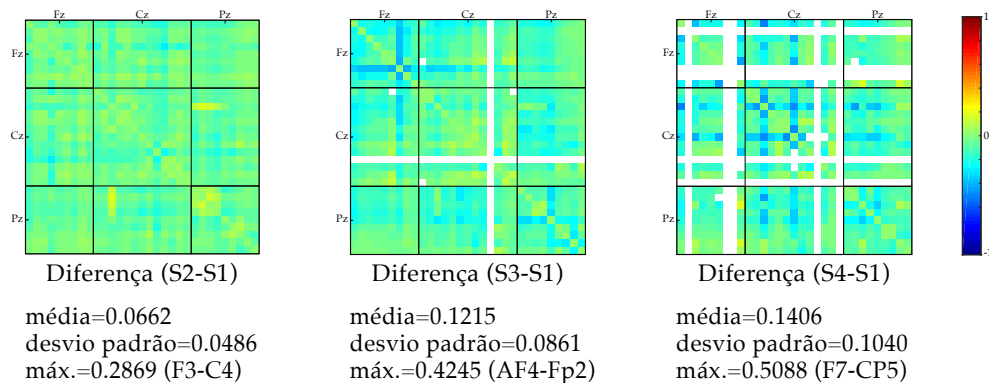


Figura 8.15 – Matrizes da diferença entre coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de cálculo e banda de frequências Alfa. Às matrizes da sessão 2, 3 e 4 foi subtraída a matriz para sessão 1.

Aplicação de valor limiar

A aplicação dos valores limiares de 0,7 e 0,8, como efectuado anteriormente no caso Teta, evidencia de forma mais intuitiva as alterações das dinâmicas de conectividade entre os diferentes grupos e em cada um deles. Da análise das matrizes obtidas com essa aplicação (Figuras 8.16 e 8.17), é possível verificar que, regra geral, os eléctrodos do mesmo grupo vêm a sua coerência entre si diminuir ficando cada vez mais focada apenas nalguns pares de eléctrodos, maioritariamente no lado esquerdo nas regiões anterior e central, sendo que a região posterior aparenta uma distribuição mais equilibrada.

Além disso, identificam-se ainda alguns canais específicos cuja coerência com os restantes 30 eléctrodos verifica diminuições de sessão para sessão, é o caso dos eléctrodos FC1, FC2 e FC5. Tal como na caso da banda de frequência anterior, o canal Fz revela-se de interesse, uma vez que nas frequências Alfa também pertencem ao grupo de eléctrodos da região anterior nos quais existe uma concentração de maiores valores de coerência ao longo das quatro sessões. O canal Pz será também considerado tendo em consideração as evidências verificadas em estudos anteriores [10], referidas previamente.

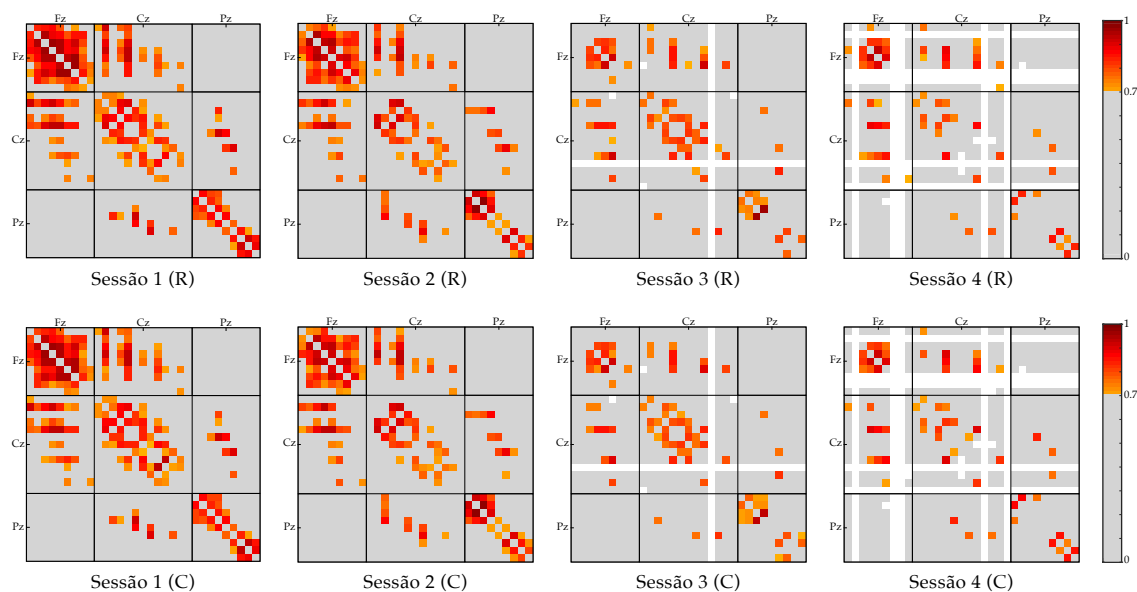


Figura 8.16 – Aplicação do valor limiar de 0,7 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Alfa, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).

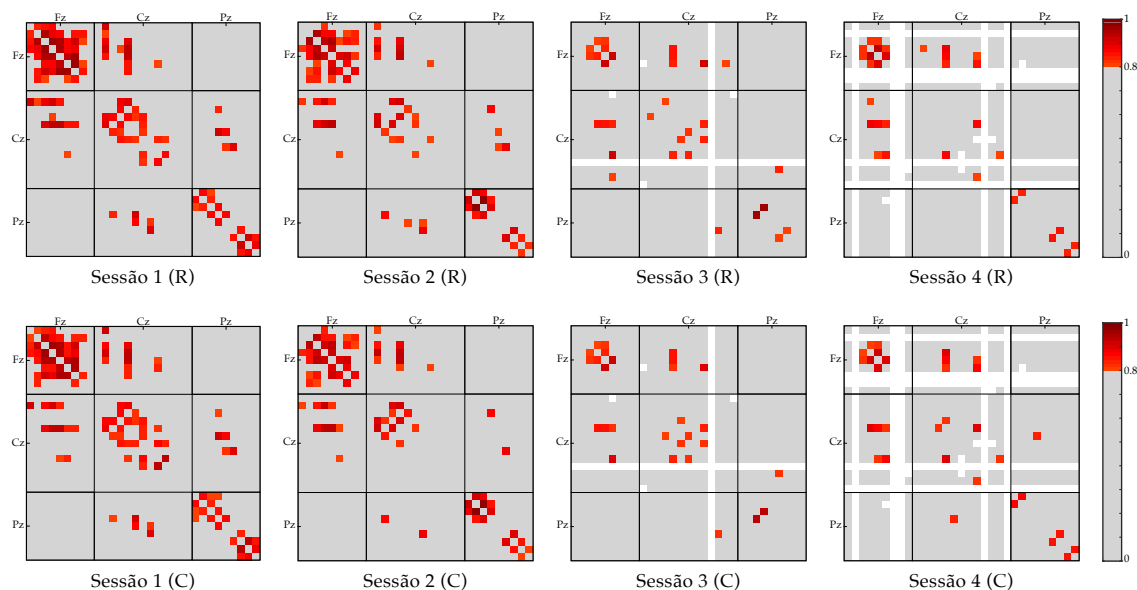


Figura 8.17 – Aplicação do valor limiar de 0,8 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Alfa, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).

Com base na identificação dos canais supramencionados estes foram tidos em consideração para a obtenção dos mapas topográficos referentes à sua coerência com os restantes canais.

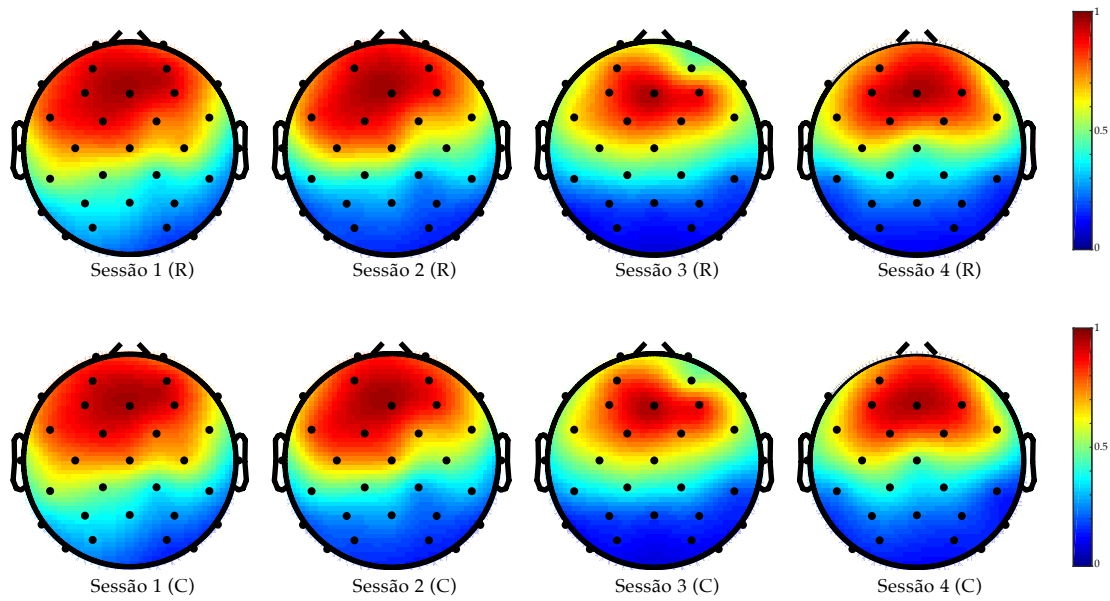


Figura 8.18 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Fz, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.

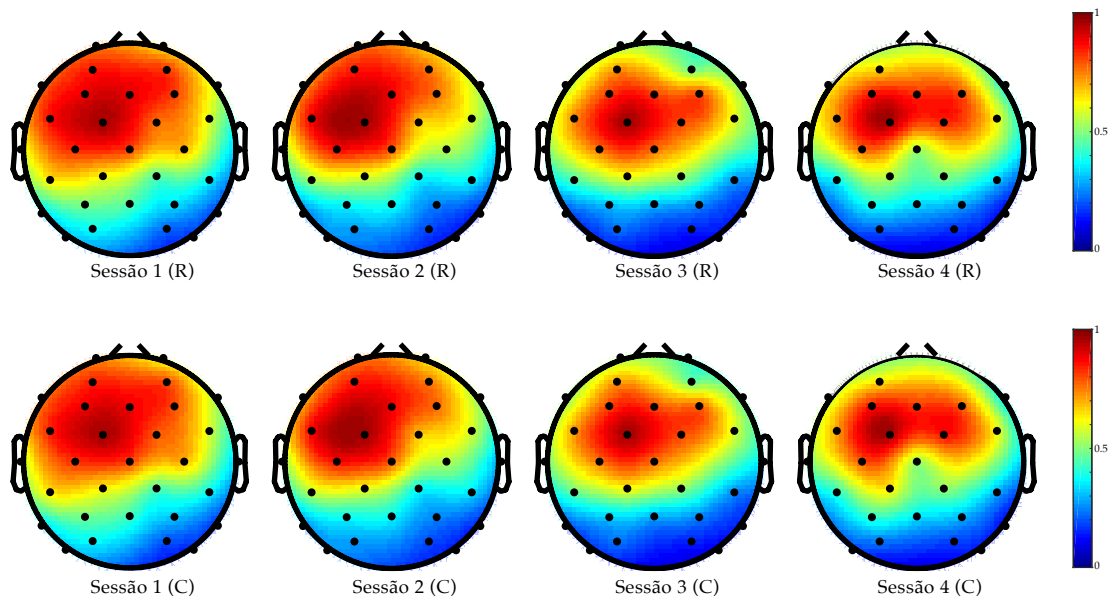


Figura 8.19 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC1, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.

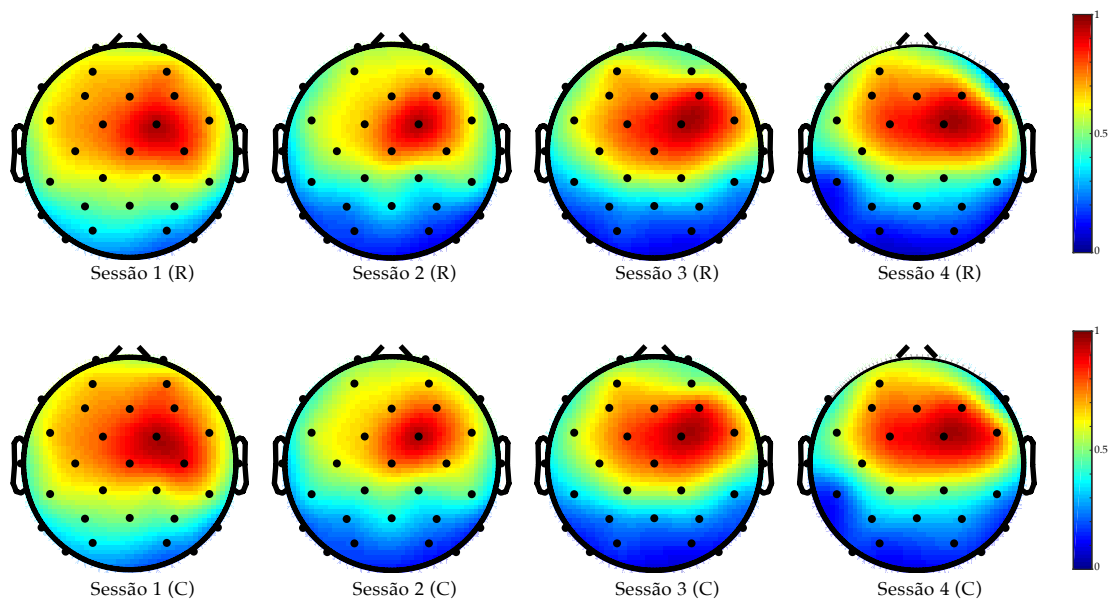


Figura 8.20 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC2, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.

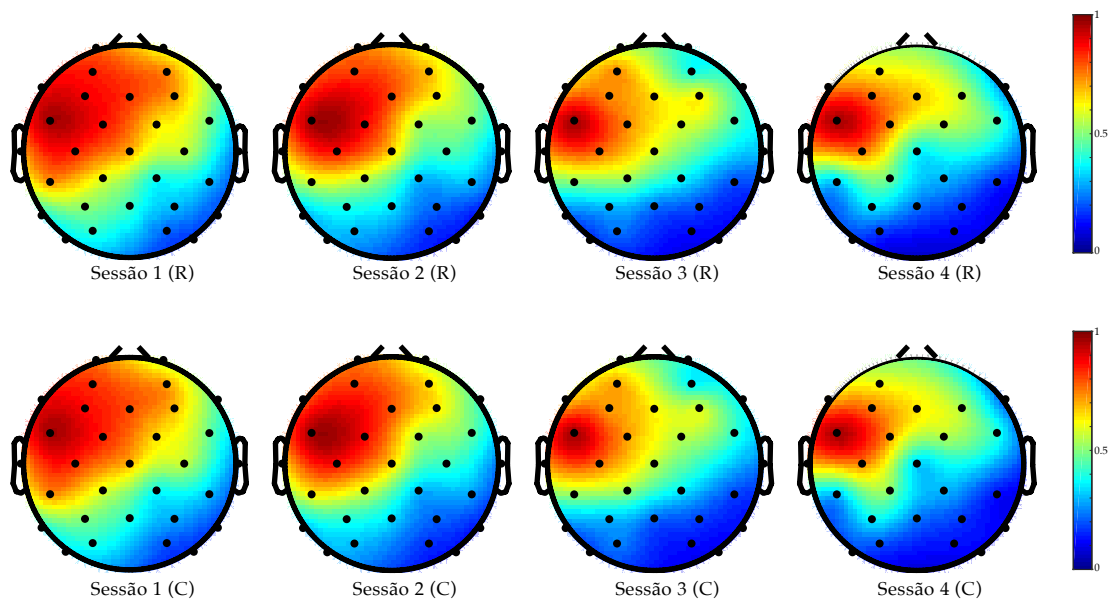


Figura 8.21 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC5, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.

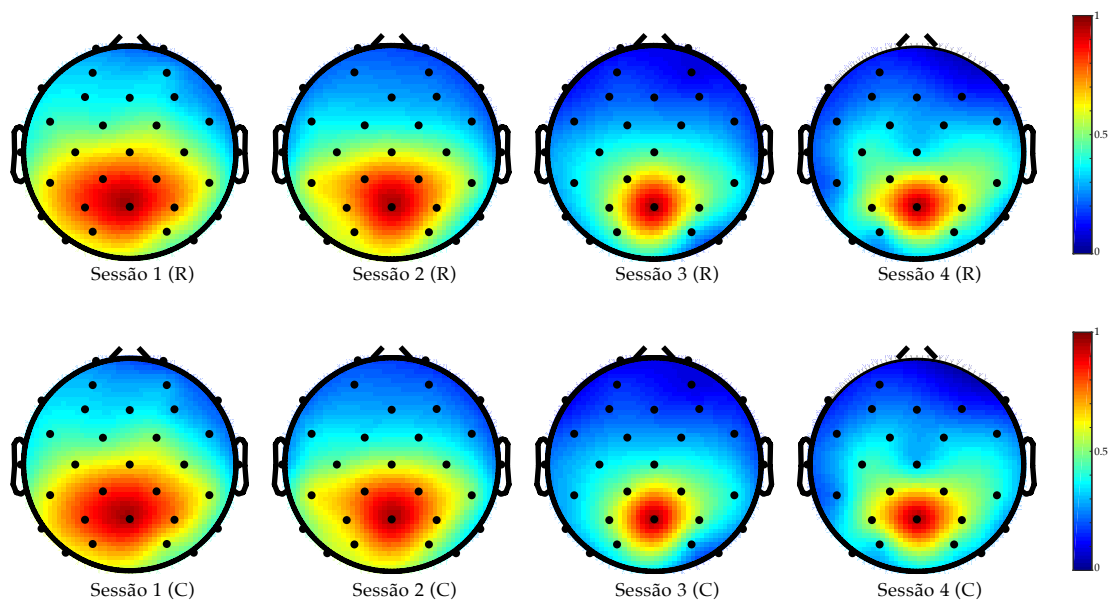


Figura 8.22 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Pz, para a banda Alfa e as diferentes sessões e tarefas.

8.3 Banda Beta

Por último os resultados obtidos para as diferentes matrizes calculadas para a banda Beta (β , [13Hz-30Hz]) serão apresentados adiante representados. A Figura 8.23 representa as matrizes de coerência média obtidas para a respectiva banda e que, em primeira instância, sugerem resultados idênticos aos obtidos para Teta e Alfa: uma variação entre tarefas pouco significativa, mas o caso contrário considerando as alterações na coerência verificada de sessão para sessão. Além disso, das matrizes representadas na Figura 8.23 não são muito explícitas as diferenças verificadas da sessão 1 para a sessão 2 em qualquer uma das duas tarefas.

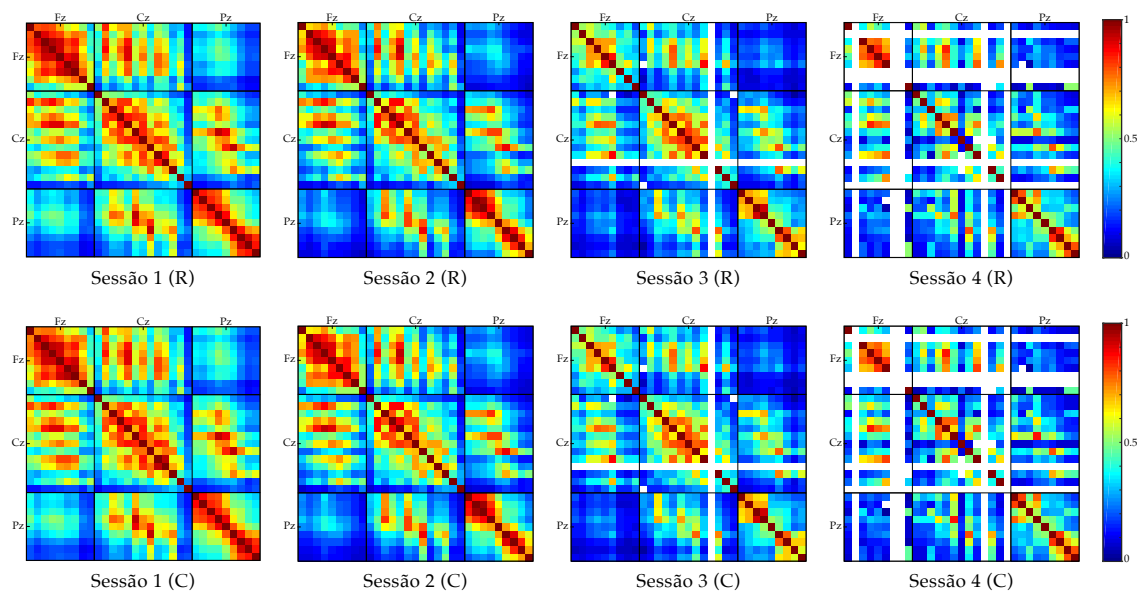


Figura 8.23 – Matrizes de coerência média obtidas para a banda Beta, para cada sessão e tarefa: repouso (R) e cálculo (C).

Diferença entre tarefas

Abaixo, na Figura 8.24 estão ilustradas as matrizes de diferença da coerência entre o estado de repouso e o processo cognitivo, que evidenciam a ausência de variações entre um estado e outro, tal como acima referido. O mesmo, como se viu anteriormente, foi obtido para as restantes bandas de frequência, sendo os valores verificados em Beta os mais baixos comparando as matrizes específicas de cada banda para a mesma sessão.

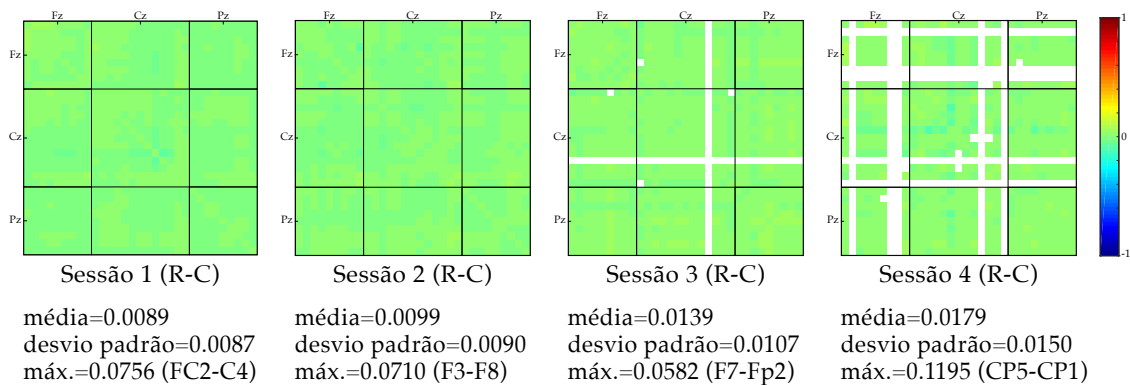


Figura 8.24 – Matrizes da diferença entre coerência média da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

Diferença entre sessões

Relativamente à diferença entre sessões, exposta na Figura 8.25 e 8.26, esta torna-se mais evidente a partir da sessão 3, apenas. Tal como verificado nas banda Teta e Alfa a sessão 2 não apresenta uma variação considerável relativamente à sessão 1, contrariamente às sessões 3 e 4.

No que à sessão 3 diz respeito, os eléctrodos dos grupos anterior e posterior apresentam uma diminuição da sua coerência com os restantes eléctrodos comparativamente com a sessão 1. Na dinâmica entre os eléctrodos do grupos central, apesar de subtis, denotam-se: uma diminuição da coerência entre os canais esquerdos dessa região e uma coerência ligeiramente mais elevada entre os eléctrodos do lado direito. O mesmo fora verificado para as bandas Teta e Alfa.

Por fim, e analisando a diferença entre a matriz da sessão 4 e a da sessão 1, para cada tarefa, os valores obtidos para os eléctrodos F8 e Cz assumem especial destaque.

Por um lado, a diminuição de coerência praticamente generalizada verificada para o eléctrodo Cz já fora anteriormente verificada para as frequências Teta e Alfa, porém com valores não tão elevados. Por outro, o canal F8 apresenta um aumento da sessão 1 para a sessão 4 bastante elevado, em ambas as tarefas, contrariamente ao verificado nas restantes bandas.

Os valores da diferença de coerência entre a sessão 1 e a 4 para os pares F8-P8, F8-PO8 e F8-PO3 destacam-se de todos os outros, considerando todas as matrizes de diferença entre sessões obtidas no presente estudo e anteriormente analisadas. Da análise detalhada das matrizes da Figura 8.23 é possível verificar que os valores de coerência entre o eléctrodo F8 e os restantes são na generalidade muito baixos, sendo os valores de coerência para os pares em questão também eles baixos nas sessões 1, 2 e 3. Além disto tenha-se em atenção dois pontos: os valores de coerência verificados nestes pares e os dos pares vizinhos F8-PO4, F8-PO7 e F8-P3 são bastante discrepantes e os canais relativos aos eléctrodos vizinhos ao F8 (Fp2 e AF4), foram removidos em quase todos os participantes devido à presença de ruído. Desta forma os valores verificados podem ser uma

consequência do ruído dos canais vizinhos, possivelmente com maior influência para as frequências Beta, e deste modo o próprio eléctrodo F8 poderá estar contaminado com ruído, ainda que menos destrutivo do que para os canais vizinhos, e consequentemente fazer com que este eléctrodo apresente valores de coerência anormais para os canais PO4, PO7 e P3.

No respeitante aos restantes eléctrodos os resultados não são muito diferentes dos obtidos para as outras duas bandas de frequência, verificando-se uma diminuição da coerência entre os eléctrodos esquerdos da região central.

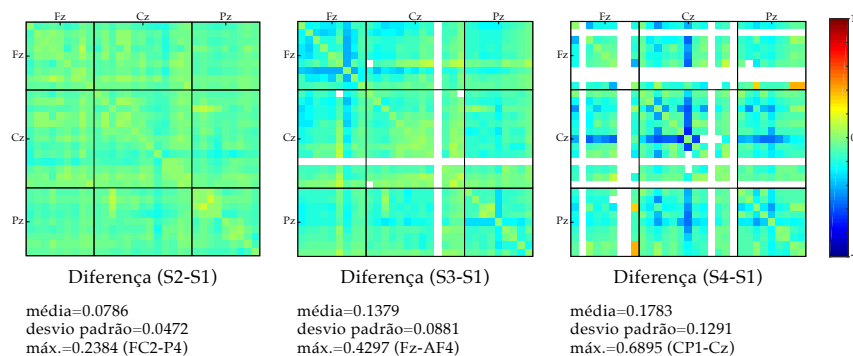


Figura 8.25 – Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de repouso e banda de frequências Beta. Às matrizes da sessão 2, 3 e 4 foi subtraída a matriz para sessão 1.

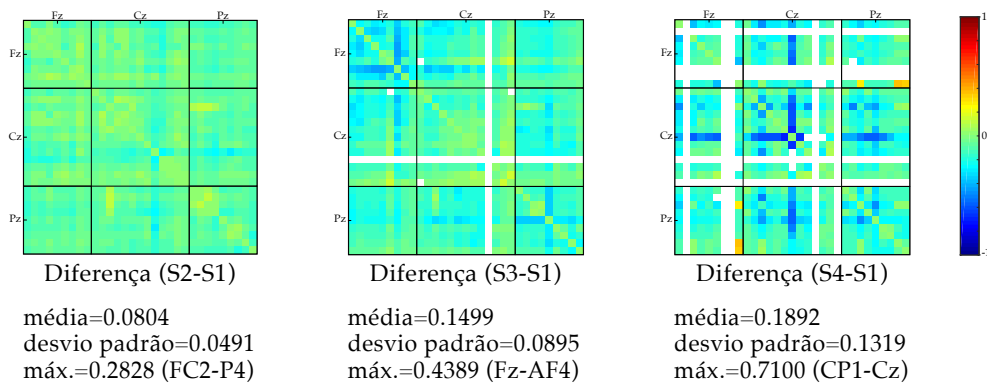


Figura 8.26 – Matrizes da diferença da coerência média da sessão 1 para cada uma das restantes para a tarefa de cálculo e banda de frequências Beta. Às matrizes da sessão 2, 3 e 4 foi subtraída a matriz para sessão 1.

Aplicação de valor limiar

Os valores limiares de 0,7 e 0,8 aplicados às matrizes da Figura 8.23 permitiram obter as matrizes expostas nas Figuras 8.27 e 8.28. Este último caso, a aplicação do limiar 0,8, sugere, entre todos os eléctrodos, uma perda quase total de coerência entre eles, a partir da 3ª sessão, e que parece manter-se na 4ª sessão, com pequenas variações da dinâmica

verificada, sendo o par Fz-F4 e o F4-FC2 os únicos pares que apresentam coerência acima de 0,8, ou muito próximo desse limiar, em ambas as sessões e tarefas.

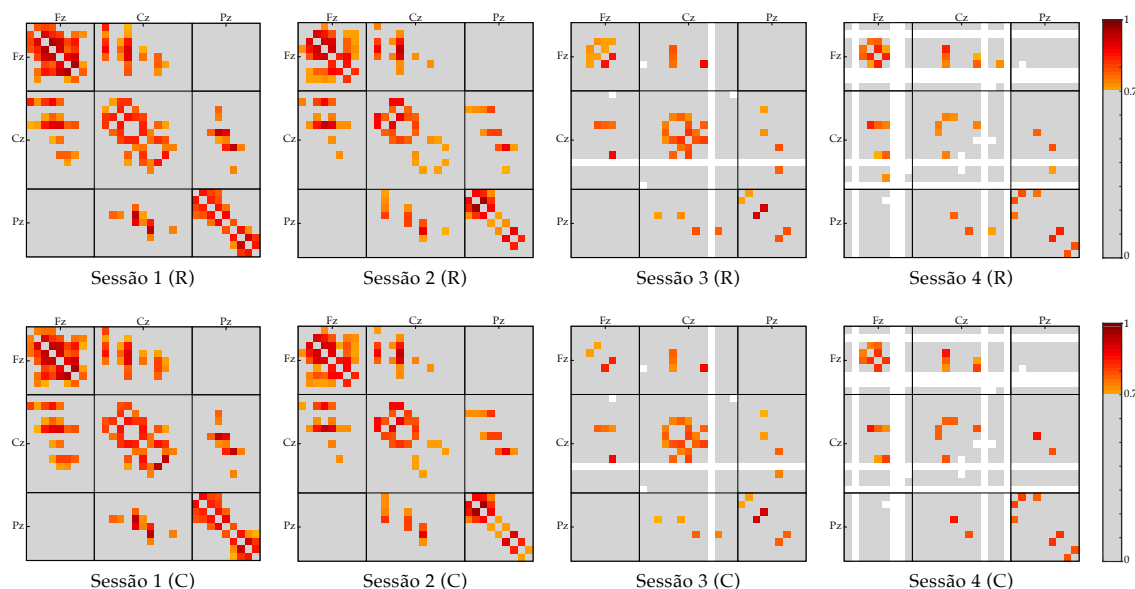


Figura 8.27 – Aplicação do valor limiar de 0,7 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Beta, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).

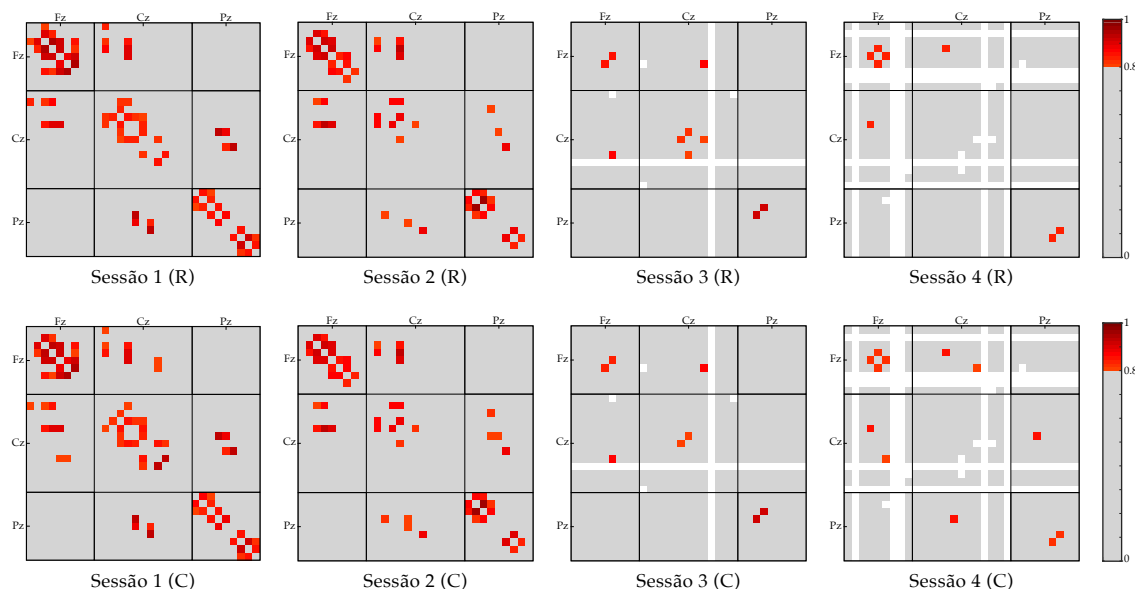


Figura 8.28 – Aplicação do valor limiar de 0,8 às matrizes de coerência média obtidas para a banda Beta, para cada sessão e tarefa: de repouso (R) e cálculo (C).

Considerando uma vez mais os canais Fz e Pz, considerem-se também os eléctrodos supramencionados: F4 e FC2, para a obtenção dos seus mapas topográficos (Figuras 8.29, 8.30, 8.31, e 8.32).

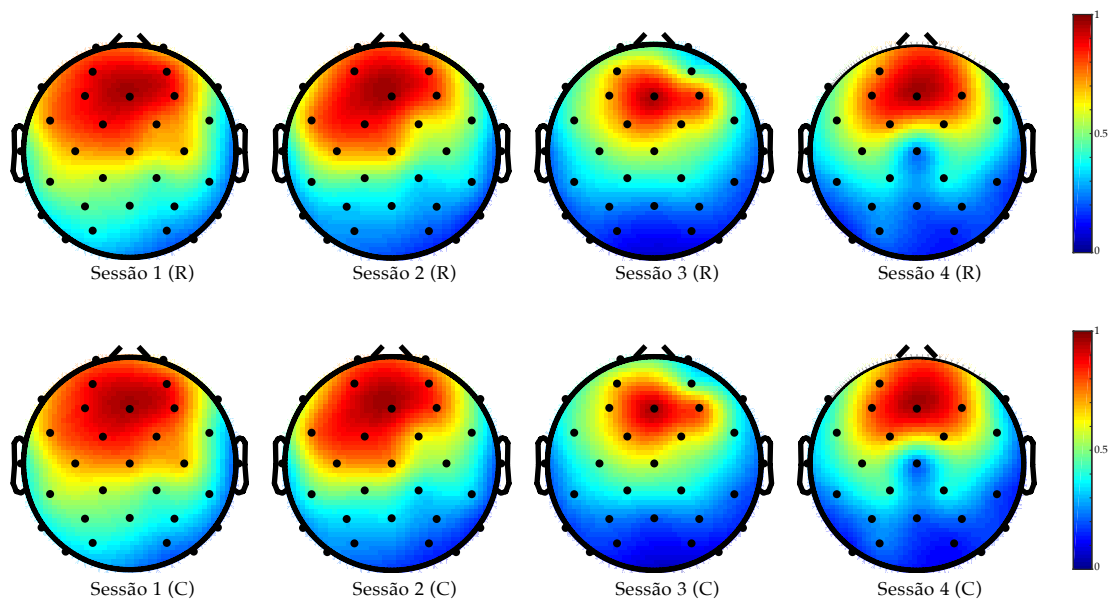


Figura 8.29 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Fz, para a banda Beta e as diferentes sessões e tarefas.

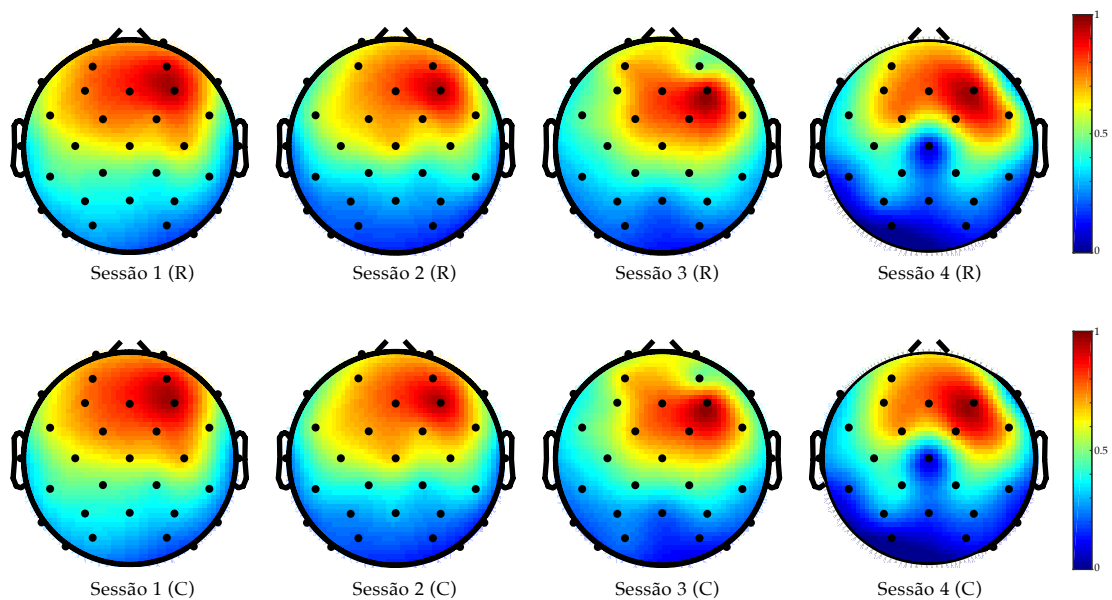


Figura 8.30 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo F4, para a banda Beta e as diferentes sessões e tarefas.

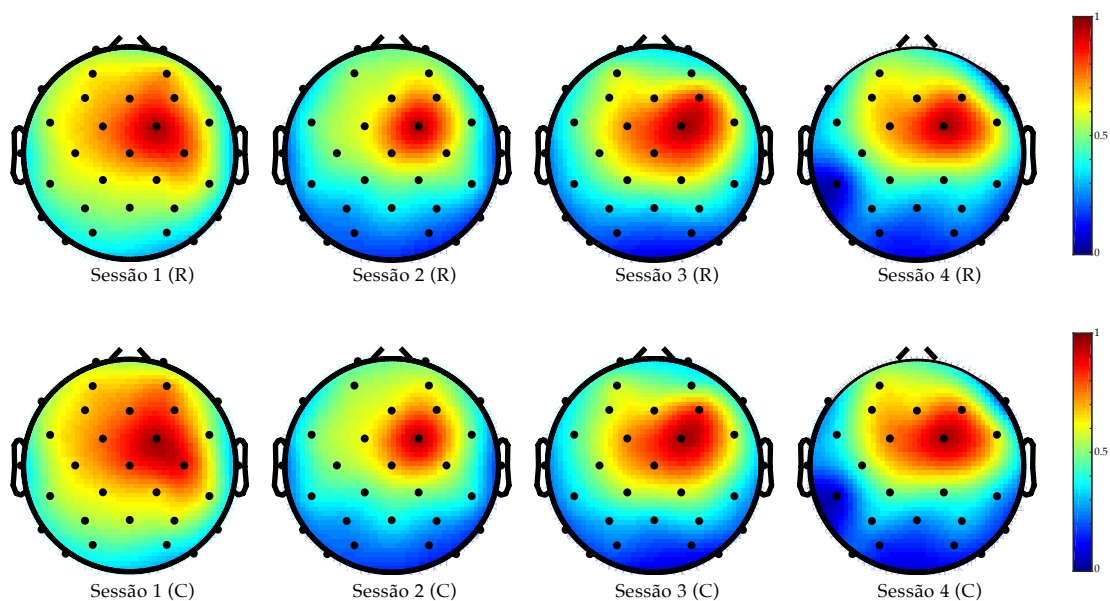


Figura 8.31 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo FC2, para a banda Beta e as diferentes sessões e tarefas.

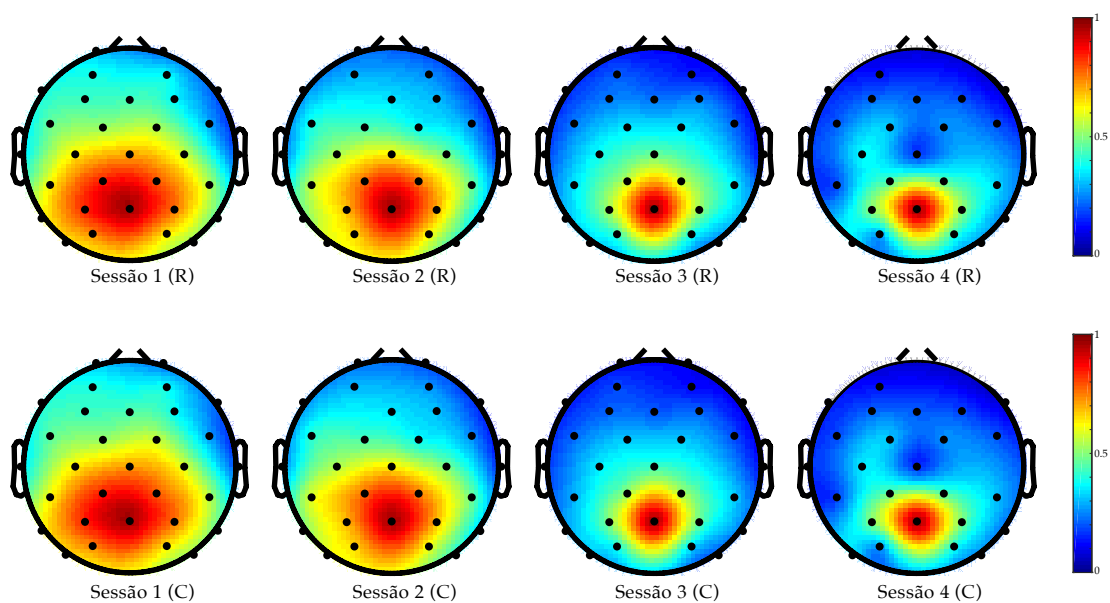


Figura 8.32 – Mapa topográfico para os valores de coerência com o eléctrodo Pz, para a banda Beta e as diferentes sessões e tarefas.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente projecto tinha como objectivo principal uma avaliação objectiva e mensurável das alterações ao nível da conectividade cerebral decorrente da prática de *mindfulness*, com recurso a dados Electroencefalografia (EEG). Ao longo do mesmo, foi dedicada a atenção especificamente às alterações de conectividade cerebral funcional, através da utilização de algoritmos de cálculo e análise da coerência. Como referido ao longo deste estudo, os dados provieram de um projecto realizado anteriormente, sendo que no contexto deste último, foram adquiridos diferentes dados de sinal electrofisiológico, em 25 participantes, durante a realização de três tarefas de carácter distinto. O presente estudo incidiu sobre 13 dos participantes do estudo inicial e considerou apenas os dados referentes à tarefa cognitiva, descrita no Capítulo 7. Os participantes considerados foram escolhidos garantindo a ausência do seu contacto prévio com as técnicas de meditação de *mindfulness*, pelo que no desenvolvimento do presente estudo fosse possível analisar os potenciais efeitos da prática de *mindfulness* nos seus novos participantes, de modo a quantificar temporalmente a sua latência, bem como a duração dos seus efeitos após observados.

De forma a dar resposta a estes objectivos, adiante são apresentadas as conclusões gerais do estudo, e consequentemente a sua contribuição para as evidências quantitativas, até hoje adquiridas acerca da hipótese no início exposta:

Qual o efeito da prática de técnicas de *mindfulness* na actividade do cérebro humano, nomeadamente na conectividade cerebral?

No presente capítulo são ainda examinadas as limitações do estudo desenvolvido e analisada a sua influência.

Por fim serão expressas algumas sugestões a ter em consideração no desenvolvimento de trabalhos futuros inseridos neste mesmo contexto.

9.1 Conclusões e contributos do estudo

Os resultados obtidos sugerem uma alteração da conectividade cerebral funcional generalizada, independentemente dos dois estados considerados. Como foi analisado, no capítulo anterior, em todas as bandas, quer a tarefa de cálculo, quer o estado de repouso demonstraram alterações de sessão para sessão, assumindo estas maior expressão a partir da sessão 3.

Relativamente às diferenças pouco expressivas entre estados, verificadas na globalidade das sessões e das bandas de frequência consideradas, é importante realçar que a análise incidiu na matriz de coerência média obtida para cada tarefa, pelo que a ausência de diferenças significativas não correspondem linearmente a uma ausência de alterações da coerência entre as duas tarefas. É exactamente nesse sentido que, analisando as matrizes de diferença da coerência entre estados de cada indivíduo (Apêndice B), verifica-se o aparecimento de regiões cuja diferença entre estados assume maior expressão do que o verificado na matriz média. Desta análise é possível perceber ainda que as diferenças estão associadas a diferentes regiões de indivíduo para indivíduo, pelo que essa diferença se esbate na matriz média. Isto sugere o desenvolvimento de mecanismos próprios de cada indivíduo na execução de processos cognitivos envolvendo regiões específicas, que variam entre indivíduos.

No que toca às diferenças verificadas de sessão para sessão, para qualquer uma das tarefas, estas são evidentes e com elevada expressão a partir da sessão 3, com uma tendência no sentido de promover uma diminuição da conectividade entre as diferentes regiões. Focando a atenção nos resultados obtidos para as diferentes bandas de frequências para os eléctrodos da região frontal do córtex cerebral, a conectividade diminui drasticamente entre a sessão 2 e a sessão 3, verificando-se uma concentração nos eléctros mais centrais dessa região: canais F4 e F3, e principalmente o canal Fz. O canal Fz apresenta resultados de elevado interesse para as 3 bandas de frequência: Teta, Alfa e Beta. Tal reforça, no caso da banda Teta, as evidências do estudo de Xue *et. al* (2014) [10], verificadas para a banda Teta, mencionadas no Capítulo 6.

O canal Fz é, de entre os canais considerados para a representação do seu mapa topográfico, aquele em que a sessão 4 apresenta uma tendência de regressão mais clara, sendo o padrão verificado nos mapas das 3 frequências na 4ª sessão com diferenças mais intensas face à sessão 3, sugerindo uma tendência de aproximação ao padrão verificado nas sessões 1 e 2.

Um outro canal apontado como de interesse também pelo estudo de Xue *et. al* (2014) [10] foi o eléctrodo Pz, que no presente estudo verifica uma perda da sua coerência com os restantes canais praticamente total a partir da sessão 3. Contrariamente ao eléctrodo

Fz, o eléctrodo Pz indica um maior prolongamento no tempo dos efeitos decorrentes da prática de *mindfulness*.

Relativamente aos canais apontados como eléctrodos de interesse para cada banda de frequência, como já foi referido verificam igualmente o mesmo padrão de diferença explícita da sessão 2 para a sessão 3, sendo, norma geral, as representações dos seus mapas topográficos da sessão 1 e 2 idênticos entre si, e o mesmo entre a sessão 3 e 4. Tal é verificado em todos os canais identificados em Teta. No entanto, o canal FC2, identificado nas bandas Alfa e Beta apresenta um comportamento ligeiramente diferente do verificado globalmente.

Os mapas topográficos para os valores de coerência com o eléctrodo FC2, obtidos para as bandas Alfa e Beta, aparentam um aumento da sua coerência promovida pela prática de *mindfulness*, sem deixar de verificar também uma tendência focal, no entanto comparando as sessões 2 e 4 com a sessão 3, para esta verifica-se uma maior coerência com os canais próximos. Um outro aspecto de relevo, é o facto de no caso deste eléctrodo as diferenças da sessão 1 para a 2 são mais evidentes, existindo um padrão mais idêntico entre todas as sessões à excepção da primeira. Tal sugere uma menor latência dos efeitos do *mindfulness* para o canal FC2, cuja conectividade é potenciada pela prática deste tipo de meditação uma vez que apresenta valores mais elevados aquando do término do curso (3ª sessão), do que a meio (2ª sessão) ou dois meses após o mesmo (4ª sessão).

Regra geral, seja no sentido de potenciar a coerência entre determinadas regiões ou no de promover a sua inibição, os resultados obtidos clarificam uma tendência de focalização dos indicadores de coerência mais elevados em torno dos próprios canais, verificando-se de um modo geral a quase total ausência de coerência entre determinadas regiões após a realização do curso de *mindfulness*. Tais resultados vão ao encontro das evidências de outros estudos, que relataram exactamente a promoção de padrões de conectividade mais focalizados como um dos efeitos, tal como referido no Capítulo 6

Além disso os resultados obtidos indiciam a indução de neuroplasticidade devido à prática de técnicas de *mindfulness*, uma vez que os seus efeitos tendem a demorar a aparecer, no entanto aparentam também prolongar-se durante algum tempo, por sensivelmente dois meses (momento da quarta sessão) ou até mais, se se tiver em consideração os padrões extremamente idênticos entre a sessão 3 e 4 verificados para algumas regiões. A partir dos resultados apresentados é ainda possível estimar um período de latência do *mindfulness* superior a 4 semanas (momento da 2ª sessão), e inferior ou igual a 8 (altura da 3ª sessão).

9.2 Limitações do estudo

O trabalho desenvolvido produziu resultados consideravelmente satisfatórios, confirmando por um lado algumas conclusões e hipóteses sugeridas por trabalhos análogos, e por outro, indiciando pontos de interesse para exploração mais profunda de futuro. No entanto apresenta algumas limitações.

No presente estudo, e como se pode facilmente perceber conforme a análise efectuada aos resultados, a presença de ruído nos sinais EEG utilizados teve um forte impacto, principalmente no caso das sessões 3 e 4, implicando a remoção de uma elevada quantidade de canais nos sinais considerados, que no caso das duas sessões mencionadas, as suas matrizes médias apresentavam a ausência de canais pela escassa permanência destes entre os 13 registos disponíveis, tal factor acabou por impedir uma análise mais consistente entre sessões, uma vez que os canais presentes em apenas 1 ou 2 indivíduos foram removidos, implicando a ausência de informação desses canais, com benefício dos resultados apresentados na matriz média não corresponderem à ponderação de apenas um ou dois conjuntos de dados. No entanto, a ocorrência de uma ponderação tendenciosa não está completamente eliminada uma vez que nos resultados apresentados existem canais presentes em apenas 3 a 6 indivíduos o que poderá continuar a imprimir nas matrizes de coerência informação que não representa completamente a população.

Além disso os algoritmos de conectividade aplicados no contexto do presente estudo cingiram-se a um indicador de conectividade funcional, a coerência entre eléctrodos, o que não permite retirar conclusões abrangentes no que toca às dinâmicas da conectividade cerebral decorrentes da prática de *mindfulness*. Contudo os resultados não deixam de ser um bom indicativo para as mesmas.

9.3 Considerações para trabalho futuro

Face ao exposto ao longo deste projecto, facilmente se denota que a informação, relativamente aos efeitos do *mindfulness* na conectividade cerebral, possível de ser extraída a partir dos dados objecto do presente estudo em trabalhos futuros apresenta ainda uma ampla margem. Além disso, no presente projecto apenas foram utilizados os dados EEG de uma das actividades realizadas no protocolo do projecto de investigação que deu origem a esta dissertação, pelo que os trabalhos futuros podem dedicar-se a diferentes abordagens, quer através da análise isolada de cada actividade, quer através da sua interrelação.

No que toca apenas aos dados referentes à tarefa cognitiva, o seu estudo não se esgota com o presente projecto, uma vez que os resultados obtidos apesar de animadores, como já referido carecem da aplicação de outros indicadores de conectividade: quer de conectividade efectiva que não foi abordada no contexto deste trabalho, quer de indicadores mais robustos de conectividade funcional, uma vez que a coerência é, a par da correlação, um dos indicadores deste tipo de conectividade mais básico, sendo por isso, a sua utilização, ideal para uma abordagem inicial como neste caso.

No que toca ao cálculo da coerência entre canais, também a sua aplicação possui espaço para trabalho futuro, uma vez que os resultados obtidos podem ser otimizados acrescentando novas abordagens para a análise dos resultados de coerência obtidos, ou até considerar sinais excluídos no presente estudo. O primeiro caso, refere-se à possibilidade de utilização dos inquéritos qualitativos efectuados no estudo anterior, do qual provieram os dados, de modo a dividir os participantes em diferentes grupos e entre os grupos

considerados avaliar as alterações de coerência verificadas. O segundo caso divide-se em duas diferentes possibilidades: a implementação de técnicas mais desenvolvidas para a eliminação de ruído presente nos sinais promovendo a remoção de menos canais; e, tendo em conta as diferenças pouco expressivas entre a sessão 1 e 2, considerar apenas as sessões 2, 3 e 4, o que permitirá considerar mais participantes, uma vez que no presente estudo foram excluídos aqueles que, tendo dados referentes a todas as restantes sessões, não possuíam dados da sessão 1.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J. D. Creswell. «Mindfulness Interventions». Em: *Annual Review of Psychology* 68.1 (2017), pp. 491–516. DOI: 10.1146/annurev-psych-042716-051139.
- [2] O. E. Union. *Health at a Glance: Europe 2018: State of Health in the EU Cycle*. Health at a Glance: Europe. OECD Publishing, 2018. DOI: 10.1787/health_glance_eur-2018-en.
- [3] P. Morais e C. Quintão. «The Mindfulness Meditation Effect on Brain Electrical Activity: Stress Assessment, Concentration State and Quality of Life». Em: 2019.
- [4] OECD. *Health at a Glance 2019: OECD Indicators*. Health at a Glance. OECD Publishing, 2019. DOI: 10.1787/4dd50c09-en.
- [5] J. Kabat-Zinn. «Mindfulness-Based Interventions in Context: Past, Present, and Future». Em: *Clinical Psychology: Science and Practice* 10.2 (2003), pp. 144–156. DOI: <https://doi.org/10.1093/clipsy.bpg016>.
- [6] K. W. Brown e R. M. Ryan. *The Benefits of Being Present: Mindfulness and Its Role in Psychological Well-Being*. 2003. DOI: 10.1037/0022-3514.84.4.822.
- [7] J. D. Creswell et al. «Neural correlates of dispositional mindfulness during affect labeling». Em: *Psychosomatic Medicine* 69.6 (2007), pp. 560–565. DOI: 10.1097/PSY.0b013e3180f6171f.
- [8] D. S. Ludwig e J. Kabat-Zinn. «Mindfulness in medicine.» Em: *JAMA* 300.11 (2008), pp. 1350–1352. DOI: 10.1001/jama.300.11.1350.
- [9] K. W. Brown, J. D. Creswell e R. M. Ryan, eds. *Handbook of mindfulness: Theory, research, and practice*. New York, NY, US: The Guilford Press, 2015, pp. xiii, 466–xiii, 466.
- [10] S. W. Xue et al. «Short-term meditation induces changes in brain resting EEG theta networks». Em: *Brain and Cognition* 87.1 (2014), pp. 1–6. DOI: 10.1016/j.bandc.2014.02.008.
- [11] J. D. Creswell et al. «Brief mindfulness meditation training alters psychological and neuroendocrine responses to social evaluative stress». Em: *Psychoneuroendocrinology* 44 (2014), pp. 1–12. DOI: 10.1016/j.psyneuen.2014.02.007.

- [12] P. Morais e C. Quintão. *The Mindfulness Effect on Electrophysiological Activity : Stress , Assessment , Concentration State and Quality of Life*. Rel. téc. 2019. DOI: 10.13140/RG.2.2.17429.68324.
- [13] J. Wielgosz et al. «Mindfulness Meditation and Psychopathology». Em: *Annual Review of Clinical Psychology* 15 (2019), pp. 285–316. DOI: 10.1146/annurev-clinpsy-021815-093423.
- [14] B. Anālayo. «Adding historical depth to definitions of mindfulness». Em: *Current Opinion in Psychology* 28 (2019), pp. 11–14. DOI: 10.1016/j.copsyc.2018.09.013.
- [15] A. Chiesa e P. Malinowski. «Mindfulness-based approaches: Are they all the same?». Em: *Journal of Clinical Psychology* 67.4 (2011), pp. 404–424. DOI: 10.1002/jclp.20776.
- [16] D. J. Good et al. «Contemplating Mindfulness at Work». Em: *Journal of Management* 42.1 (2016), pp. 114–142. DOI: 10.1177/0149206315617003.
- [17] D. C. Johnson et al. «Modifying resilience mechanisms in atrisk individuals: A controlled study of mindfulness training in Marines preparing for deployment». Em: *American Journal of Psychiatry* 171.8 (2014), pp. 844–853. DOI: 10.1176/appi.aip.2014.13040502.
- [18] E. M. Sibinga et al. «School-based mindfulness instruction: An RCT». Em: *Pediatrics* 137.1 (2016). DOI: 10.1542/peds.2015-2532.
- [19] D. R. Simkin e N. B. Black. «Meditation and mindfulness in clinical practice». Em: *Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America* 23.3 (2014), pp. 487–534. DOI: 10.1016/j.chc.2014.03.002.
- [20] R. A. Baer. «Mindfulness Training as a Clinical Intervention: A Conceptual and Empirical Review». Em: *Clinical Psychology: Science and Practice* 10.2 (2003), pp. 125–143. DOI: 10.1093/clipsy.bpg015.
- [21] R. Gilpin. «The use of Theravāda Buddhist practices and perspectives in mindfulness-based cognitive therapy». Em: *Contemporary Buddhism* 9.2 (2008), pp. 227–251. DOI: 10.1080/14639940802556560.
- [22] Z. V. Segal, J. D. Teasdale e J. M. G. Williams. *Mindfulness-Based Cognitive Therapy for Depression: A New Approach to Preventing Relapse*. New York: Guilford, 2002.
- [23] K. Witkiewitz e S. Bowen. «Depression, Craving, and Substance Use Following a Randomized Trial of Mindfulness-Based Relapse Prevention». Em: *Journal of Consulting and Clinical Psychology* 78.3 (2010), pp. 362–374. DOI: 10.1037/a0019172.
- [24] J. Kabat-Zinn. *Full Catastrophe Living: Using the Wisdom of Your Body and Mind to Face Stress, Pain, and Illness*. New York: Delta, 1990.
- [25] P. Grossman et al. «Mindfulness-based stress reduction and health benefits: A meta-analysis». Em: *Journal of Psychosomatic Research* 57.1 (2004), pp. 35–43. DOI: 10.1016/S0022-3999(03)00573-7.

- [26] S. G. Hofmann et al. «The Effect of Mindfulness-Based Therapy on Anxiety and Depression: A Meta-Analytic Review». Em: *Journal of Consulting and Clinical Psychology* 78.2 (2010), pp. 169–183. DOI: 10.1037/a0018555.
- [27] J. Kabat-Zinn. *Mindfulness for Beginners: Reclaiming the Present Moment—and Your Life*. Sounds True, 2012.
- [28] A. Farley et al. «Nervous system: part 1.» Em: *Nursing standard (Royal College of Nursing (Great Britain) : 1987)* 28.31 (2014), pp. 46–51. DOI: 10.7748/ns2014.04.28.31.46.e7004.
- [29] G. J. Tortora e B. H. Derrickson. *Principles of Anatomy and Physiology*. 15ª ed. John Wiley & Sons, 2018.
- [30] C. M. Q. Pereira. «Processamento de Dados Electroencefalográficos - aplicações à epilepsia». Dissertação de Doutoramento em Biofísica. Universidade de Lisboa, 1998, p. 364.
- [31] G. A. Thibodeau e K. T. Patton. *Anatomy & physiology*. 7ª ed. Missouri: Mosby Elsevier, 2010.
- [32] A. Waugh e A. Grant. *Ross and Wilson Anatomy and Physiology in Health and Illness*. 11ª ed. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, 2010.
- [33] P. Tate, R. R. Seeley e T. D. Stephens. *Anatomy and Physiology*. Boston MA: McGraw Hill, 2008.
- [34] C. Hendry et al. «Nervous system: part 2». Em: *Nursing standard (Royal College of Nursing (Great Britain) : 1987)* 28.32 (2014), pp. 45–49. DOI: 10.7748/ns2014.04.28.32.45.e7931.
- [35] O. Sporns. «Brain connectivity». Em: *Scholarpedia* 2.10 (2007). revision #91084, p. 4695. DOI: 10.4249/scholarpedia.4695.
- [36] O. Sporns. «Networks of the Brain: Quantitative Analysis and Modeling». Em: 2010.
- [37] B. He et al. «Electrophysiological Brain Connectivity: Theory and Implementation». Em: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 66.7 (2019), pp. 2115–2137. DOI: 10.1109/TBME.2019.2913928.
- [38] M. Greenlee et al. «Brain Connectivity Analysis: A Short Survey». Em: *Computational Intelligence and Neuroscience* 2012 (2012), p. 412512. DOI: 10.1155/2012/412512.
- [39] O. Sporns, G. Tononi e R. Kötter. «The Human Connectome: A Structural Description of the Human Brain». Em: *PLOS Computational Biology* 1.4 (2005). DOI: 10.1371/journal.pcbi.0010042.
- [40] O. Sporns. «The human connectome: A complex network». Em: *Annals of the New York Academy of Sciences* 1224.1 (2011), pp. 109–125. DOI: 10.1111/j.1749-6632.2010.05888.x.

- [41] V. L. Towle et al. «Frequency domain analysis of human subdural recordings». Em: *Journal of Clinical Neurophysiology*. Vol. 24. 2. J Clin Neurophysiol, 2007, pp. 205–213. DOI: 10.1097/WNP.0b013e318039b191.
- [42] K. Friston, R. Moran e A. K. Seth. «Analysing connectivity with Granger causality and dynamic causal modelling». Em: *Current Opinion in Neurobiology* 23.2 (2013), pp. 172–178. DOI: 10.1016/j.conb.2012.11.010.
- [43] D. Zhou, W. K. Thompson e G. Siegle. «MATLAB toolbox for functional connectivity». Em: *NeuroImage* 47.4 (2009), pp. 1590–1607. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2009.05.089.
- [44] P. A. Valdes-Sosa et al. «Effective connectivity: Influence, causality and biophysical modeling». Em: *NeuroImage* 58.2 (2011), pp. 339–361. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2011.03.058.
- [45] K. J. Friston et al. «Functional topography: Multidimensional scaling and functional connectivity in the brain». Em: *Cerebral Cortex* 6.2 (1996), pp. 156–164. DOI: 10.1093/cercor/6.2.156.
- [46] B. Horwitz. «The elusive concept of brain connectivity». Em: *NeuroImage* 19.2 (2003), pp. 466–470. DOI: 10.1016/S1053-8119(03)00112-5.
- [47] R. Salvador et al. «Undirected graphs of frequency-dependent functional connectivity in whole brain networks». Em: *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences* 360.1457 (2005), pp. 937–946. DOI: 10.1098/rstb.2005.1645.
- [48] E. Graça Martins. «Coeficiente de correlação amostral». Em: *Rev. Ciência Elem.* 2.2 (2014), p. 42. DOI: doi.org/10.24927/rce2014.042.
- [49] R. Bernier, B. Aaronson e A. Kresse. «EEG Mu rhythm in typical and atypical development». Em: *Journal of Visualized Experiments* 86 (2014). DOI: 10.3791/51412.
- [50] A. M. Feyissa e W. O. Tatum. «Adult EEG». Em: *Handbook of Clinical Neurology*. Vol. 160. Elsevier B.V., 2019, pp. 103–124. DOI: 10.1016/B978-0-444-64032-1.00007-2.
- [51] K. Amunts e K. Zilles. «Architectonic Mapping of the Human Brain beyond Brodmann». Em: *Neuron* 88.6 (2015), pp. 1086–1107. DOI: 10.1016/j.neuron.2015.12.001.
- [52] C. Vogt e O. Vogt. *Allgemeine Ergebnisse unserer Hirnforschung*. Journal für Psychologie und Neurologie. J.A. Barth, 1919.
- [53] W. J. Wadman e F. H. Lopes da Silva. *Biophysical Aspects of EEG and MEG Generation*. Ed. por D. L. Schomer e F. H. Lopes da Silva. Vol. 1. Oxford University Press, 2017. DOI: 10.1093/med/9780190228484.003.0004.

-
- [54] E. K. S. Louis e L. C. Frey. *Electroencephalography - An introductory text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants*. American Epilepsy Society, 2016.
 - [55] E. Niedermeyer. «The Normal EEG of the Waking Adult». Em: *E. Niedermeyer and F. Lopes da Silva, Eds. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. 4th Editio. Philadelphia: Williams e Wilkins, 1999, pp. 149–173.
 - [56] M. Steriade. «Grouping of brain rhythms in corticothalamic systems». Em: *Neuroscience* 137.4 (2006), pp. 1087–1106. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2005.10.029.
 - [57] F. Lopes da Silva. «EEG and MEG: Relevance to neuroscience». Em: *Neuron* 80.5 (2013), pp. 1112–1128. DOI: 10.1016/j.neuron.2013.10.017.
 - [58] W. J. Freeman. «The wave packet: an action potential for the 21st century.» Em: *Journal of integrative neuroscience* 2.1 (2003), pp. 3–30. DOI: 10.1142/S0219635203000214.
 - [59] Katarzyn J. Blinowska e J. Zygiereicz. *Practical Biomedical Signal Analysis Using MATLAB®*. CRC Press, 2011.
 - [60] X. Jiang, G. B. Bian e Z. Tian. *Removal of artifacts from EEG signals: A review*. 2019. DOI: 10.3390/s19050987.
 - [61] «Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. 1957». Em: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. Vol. 10. 2. Elsevier, 1958, pp. 370–375. DOI: 10.1016/0013-4694(58)90053-1.
 - [62] P. L. Nunez e R. Srinivasan. *Electric Fields of the Brain: The neurophysics of EEG*. Oxford University Press, 2009, pp. 1–611. DOI: 10.1093/acprof:oso/9780195050387.001.0001.
 - [63] g.tec medical engineering GmbH. *g.Nautilus PRO: Instruction for use V1.16.06*. 2017.
 - [64] L. T. Roland et al. «Effects of mindfulness based stress reduction therapy on subjective bother and neural connectivity in chronic tinnitus.» Em: *Otolaryngology-head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 152.5 (2015), pp. 919–926. DOI: 10.1177/0194599815571556.
 - [65] B. K. Hölzel et al. «Neural mechanisms of symptom improvements in generalized anxiety disorder following mindfulness training.» Em: *NeuroImage. Clinical* 2 (2013), pp. 448–458. DOI: 10.1016/j.nicl.2013.03.011.
 - [66] L. A. Kilpatrick et al. «Impact of Mindfulness-Based Stress Reduction training on intrinsic brain connectivity.» Em: *NeuroImage* 56.1 (2011), pp. 290–298. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2011.02.034.
 - [67] R. E. Wells et al. «Meditation's impact on default mode network and hippocampus in mild cognitive impairment: a pilot study.» eng. Em: *Neuroscience letters* 556 (2013), pp. 15–19. DOI: 10.1016/j.neulet.2013.10.001.

- [68] R. A. Gotink et al. «8-week Mindfulness Based Stress Reduction induces brain changes similar to traditional long-term meditation practice – A systematic review». Em: *Brain and Cognition* 108 (2016), pp. 32–41. DOI: 10.1016/j.bandc.2016.07.001.
- [69] N. A. S. Farb et al. «Attending to the present: mindfulness meditation reveals distinct neural modes of self-reference». Em: *Social Cognitive and Affective Neuroscience* 2.4 (2007), pp. 313–322. DOI: 10.1093/scan/nsm030.
- [70] V. L. Ives-Deliperi, M. Solms e E. M. Meintjes. «The neural substrates of mindfulness: An fMRI investigation». Em: *Social Neuroscience* 6.3 (2011), pp. 231–242. DOI: 10.1080/17470919.2010.513495.
- [71] C. C. Yang et al. «State and training effects of mindfulness meditation on brain networks reflect neuronal mechanisms of its antidepressant effect». Em: *Neural Plasticity* 2016 (2016). DOI: 10.1155/2016/9504642.
- [72] B. R. Cahn e J. Polich. «Meditation states and traits: EEG, ERP, and neuroimaging studies». Em: *Psychological Bulletin* 132.2 (2006), pp. 180–211. DOI: 10.1037/0033-2909.132.2.180.
- [73] K. Rubia. «The neurobiology of Meditation and its clinical effectiveness in psychiatric disorders». Em: *Biological Psychology* 82.1 (2009), pp. 1–11. DOI: 10.1016/j.biopsycho.2009.04.003.
- [74] Y. Y. Tang et al. «Central and autonomic nervous system interaction is altered by short-term meditation». Em: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 106.22 (2009), pp. 8865–8870. DOI: 10.1073/pnas.0904031106.
- [75] J. H. Jang et al. «Increased default mode network connectivity associated with meditation». Em: *Neuroscience Letters* 487.3 (2011), pp. 358–362. DOI: 10.1016/j.neulet.2010.10.056.
- [76] S. Achard e E. Bullmore. «Efficiency and Cost of Economical Brain Functional Networks». Em: *PLoS Computational Biology* 3.2 (2007). Ed. por K. J. Friston, e17. DOI: 10.1371/journal.pcbi.0030017.
- [77] Y. Y. Tang et al. «Short-term meditation training improves attention and self-regulation». Em: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 104.43 (2007), pp. 17152–17156. DOI: 10.1073/pnas.0707678104.
- [78] X. Xin et al. «Short-term meditation improves working memory performance through changing frontal-parietal network efficiency». Em: *Psychophysiology*. Vol. 50. 2013, S124–S124.
- [79] BudaDharma. <https://www.budadharma.org/mbsr-mindfulness-based-stress-reduction/>. 2020.

- [80] g.tec NAUTILUS. <http://www.gtec.at/Products/Hardware-and-Accessories/g.Nautilus-Specs-Features>. 2018.
- [81] A. Biasiucci, B. Franceschiello e M. M. Murray. «Electroencephalography». Em: *Current Biology* 29.3 (2019), R80–R85. DOI: 10.1016/j.cub.2018.11.052.
- [82] T. Harmony. «The functional significance of delta oscillations in cognitive processing». Em: *Frontiers in Integrative Neuroscience* 7 (2013), p. 83. DOI: 10.3389/fnint.2013.00083.
- [83] M. H. Libenson. *Chapter 7 - Filters in the electroencephalogram*. Rel. téc. 2010. DOI: 10.1016/B978-0-7506-7478-2/00016-4.
- [84] P. Cantou et al. *How motor, cognitive and musical expertise shapes the brain: Focus on fMRI and EEG resting-state functional connectivity*. 2018. DOI: 10.1016/j.jchemneu.2017.08.003.

APÊNDICE 1: REMOÇÃO DE CANAIS

A média da amplitude do sinal de cada canal utilizada como limiar máximo para o critério de remoção de canais, foi calculada através dos envelopes (inferior e superior), que foram determinados através da interpolação dos picos (mínimos e máximos, respectivamente) do sinal de cada canal. A interpolação foi realizada considerando os picos a cada 500 amostras, aproximadamente.

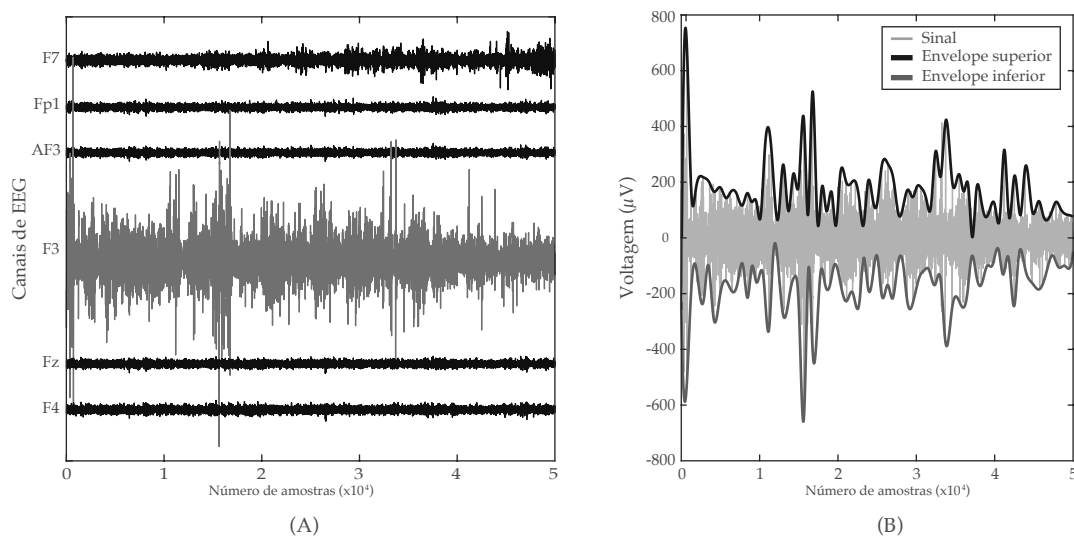


Figura A.1 – Remoção de canais com ruído.(A) Representação gráfica do sinal de 200 segundos (50 mil amostras) dos canais F7, Fp1, AF3, F3, Fz e F4, correspondente à segunda sessão de um dos indivíduos. (B) Representação do sinal correspondente ao canal F3 (dos mesmos registos de (A), considerando o mesmo intervalo), na imagem (B) são ainda representados os envelopes superior e inferior do sinal, utilizados para obter uma aproximação da sua amplitude média.

APÊNDICE A. APÊNDICE 1: REMOÇÃO DE CANAIS

Tabela A.1 – Canais removidos para cada sessão dos 15 pacientes considerados inicialmente.

Participante	Sessão 1	Sessão 2	Sessão 3	Sessão 4
1	-	F3, CP5	F7, F4, F8, C4, Cz, T8, CP5, PO3, PO8	Fp1, Fp2, AF4, FC1, FC6, C4, Cz, T8, CP6, P8, PO7, PO3, PO8
6	-	F3, FC2, CP2	Fp2, F4, C4, T8, CP2, PO7	F4, FC2, T7, CP1, CP2, CP6
7	-	-	Fp1, Fp2, AF4, F4, C4, T8, CP5, P7, P3, Pz, PO7	Fp1, Fp2, AF4, F7, F8, FC2, C4, Cz, T8, CP6, P8, PO7, PO3
8	-	-	F4, T7, C4, CP5, P8	Fp1, Fp2, F4, F8, FC2, T7, C4, Cz, T8, CP5, CP1, CP2, CP6, P8, PO3, PO8
9	-	F3, FC2, CP5, CP2	T7, C4, PO3	Fp1, Fp2, AF3, AF4, F8, FC6, Cz, T8, CP5, PO7, PO3
10	-	F3, C4, CP5, CP2	Fp2, T7, C4, PO3	Fp1, Fp2, AF4, F8, FC1, FC6, C4, Cz, T8, PO7
11	-	F3, FC2, C4, CP5, CP2	Fp2, FC2, T7, C4	Fp1, AF4, F7, F4, F8, C4, Cz, T8, CP5
14	-	F3, FC2, CP5	T7, C4, CP5, P8	Fp1, Fp2, AF4, F4, FC2, T7, C4, T8, CP5, CP1, CP2, CP6, P8, PO3, PO8
16	F8	F7, F3, Fz, FC2, C4, CP2	Fp2, F7, F8, FC2, C4, Cz, CP5, PO8	Fp1, Fp2, AF3, AF4, F8, FC2, C4, Cz, T8, CP6, P8, PO3, PO8
17	CP5	F3, CP2	Fp2, F4, F8, C4, T8, CP5, PO3, PO8	Fp1, Fp2, AF4, F8, FC1, C4, Cz, T8, PO7, PO3
18	-	F3, CP2	Fp1, Fp2, AF4, F7, F4, T8, CP5, P7, P3, PO8	Fp1, Fp2, AF4, F7, F4, F8, C4, Cz, T8, CP5, CP6
20	-	-	Fp1, Fp2, AF4, F4, T8, CP5, P7, P3, Pz, PO8	Fp1, Fp2, AF4, Fz, F8, FC1, FC6, C4, Cz, T8, CP5, P8, PO7, PO3
22	-	AF4, F3, FC2	AF4, F7, F4, C4, T8, CP2, PO8	Fp2, AF4, F7, F8, FC2, FC6, C4, Cz, T8, PO7, PO3
24	Todos os canais	FC2	Fp1, Fp2, AF4, F4, F8, FC5, FC2 C4, T8, CP5, CP1, PO8	AF4, FC1, FC2, C4, Cz, T8, CP6, P8, PO7, PO3
25	-	F7, F3, FC2, CP5	T7, C4, PO3	Fp1, Fp2, AF4, F7, F3, FC2, FC6, C4, T8, CP5, CP6, P8, PO7, PO3, PO8

APÊNDICE 2: MATRIZES DIFERENÇA DA COERÊNCIA DOS PARTICIPANTES

As matrizes da diferença da coerência média entre os estados de repouso e actividade cognitiva, para as três bandas de frequência, demonstraram valores consideravelmente baixos, não muito superiores a 0,1, o que como referido no Capítulo 8 é uma variação com pouco significado em termos de valores de coerência. No entanto esta variação apresenta maior expressão quando analisada a matriz que resulta da diferença entre as matrizes de coerência da tarefa de cálculo e repouso, de cada sessão, para cada uma das bandas. Expressão essa que se esbate quando ponderada uma média sobre estes resultados. Isto uma vez que, ainda da mesma análise, é perceptível que esta diferença apresenta diferentes padrões de indivíduo para indivíduo. Tal sugere a existência de mecanismos próprios, que diferem entre indivíduos, no que toca à transição entre os estados de repouso e a realização de tarefas cognitivas ocorrendo diferentes regiões activadas entre esses estados de pessoa para pessoa.

Adiante apresentam-se, para cada banda de frequência, as matrizes da diferença de coerência entre a tarefa de repouso e coerência para cada um dos 13 indivíduos considerados.

B.1 Banda Teta

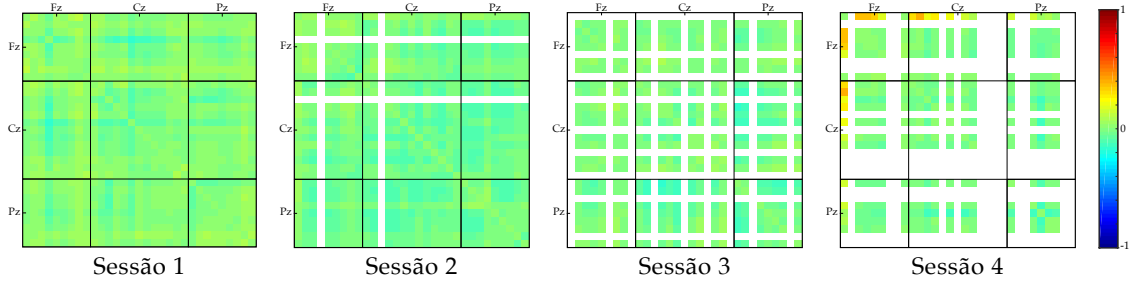


Figura B.1 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 1, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

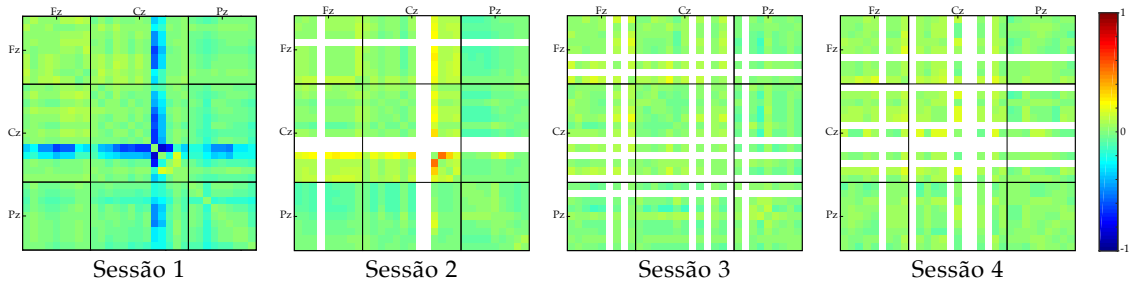


Figura B.2 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 6, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

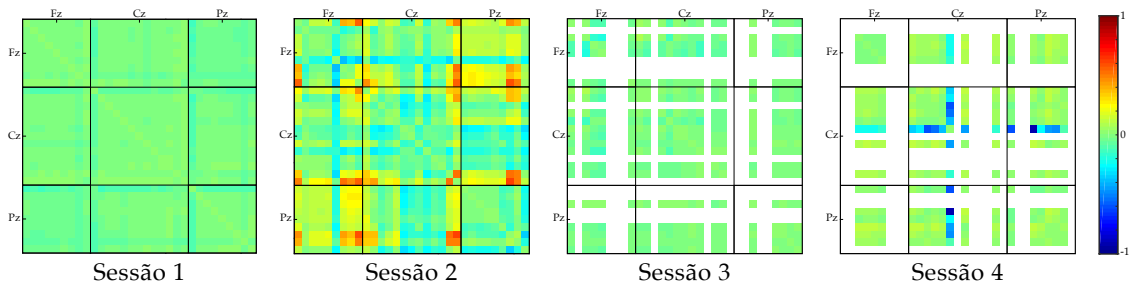


Figura B.3 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 7, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

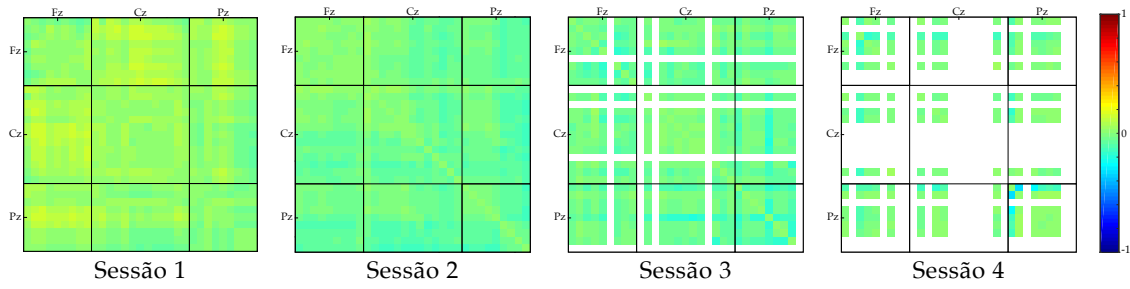


Figura B.4 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 8, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

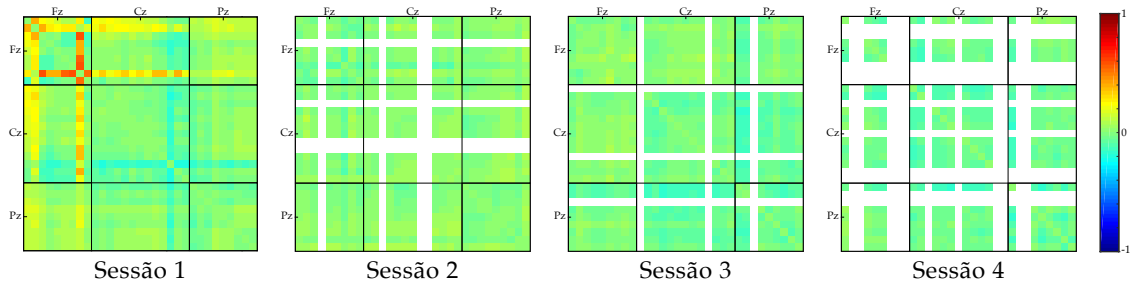


Figura B.5 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 9, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

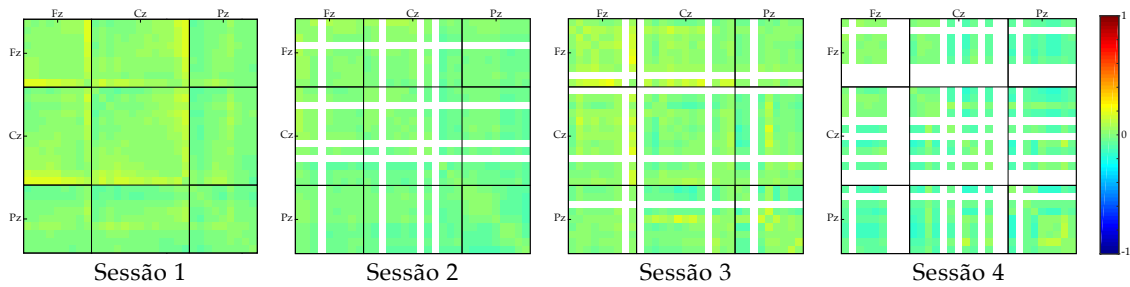


Figura B.6 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 10, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

APÊNDICE B. APÊNDICE 2: MATRIZES DIFERENÇA DA COERÊNCIA DOS PARTICIPANTES

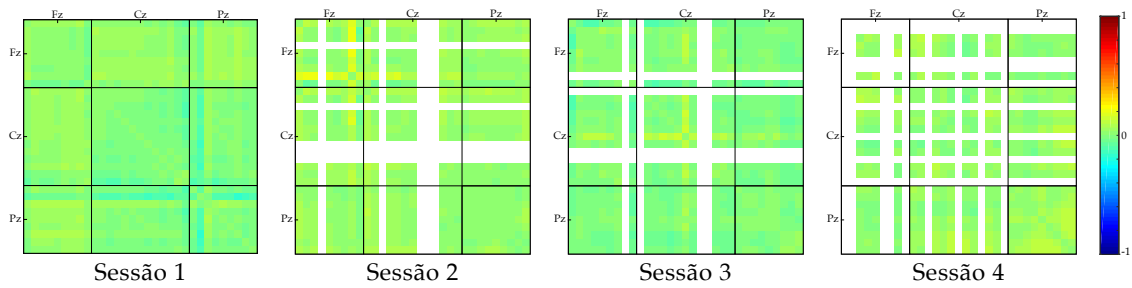


Figura B.7 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 11, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

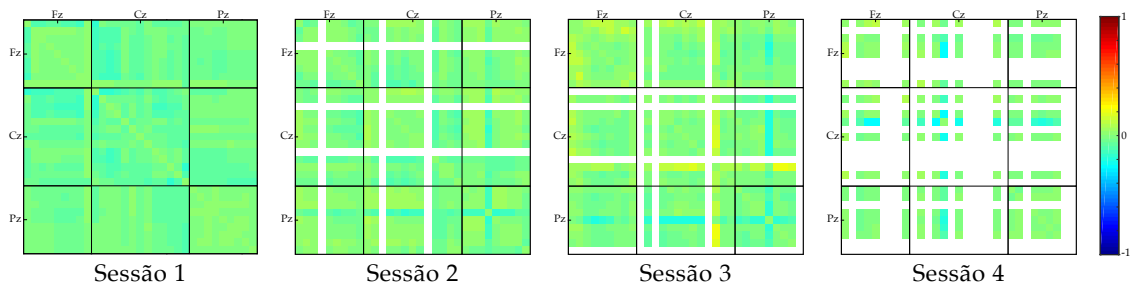


Figura B.8 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 14, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

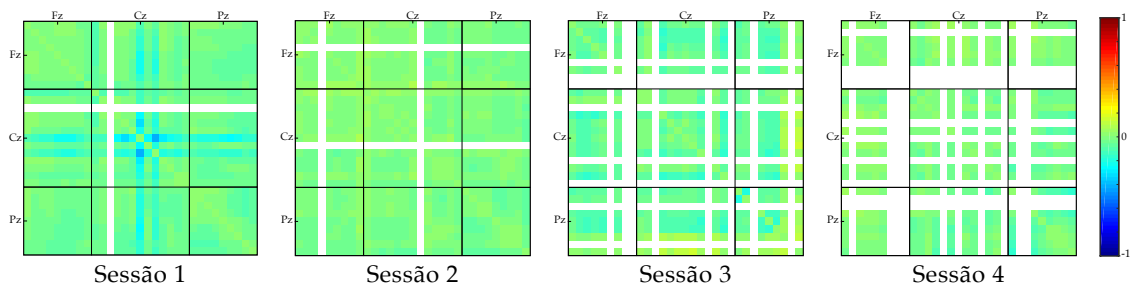


Figura B.9 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 17, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

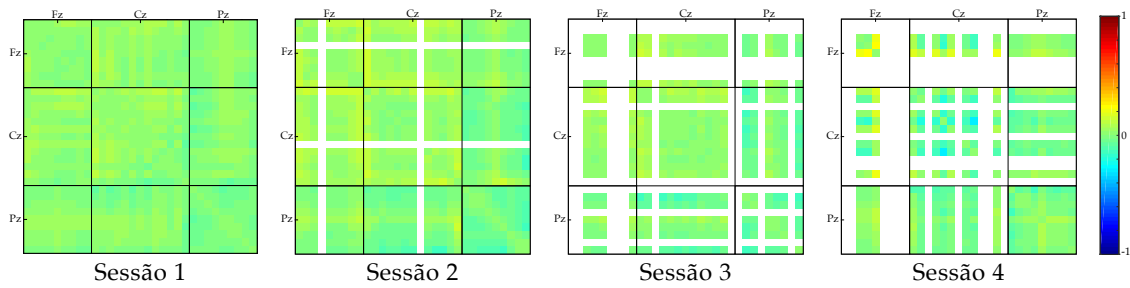


Figura B.10 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 18, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

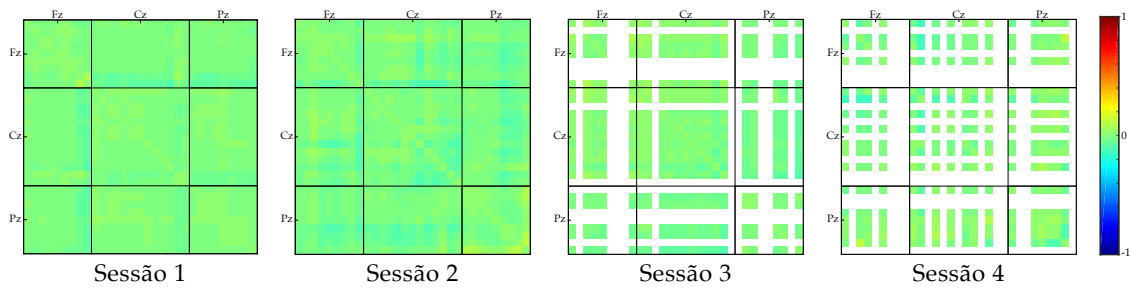


Figura B.11 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 20, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

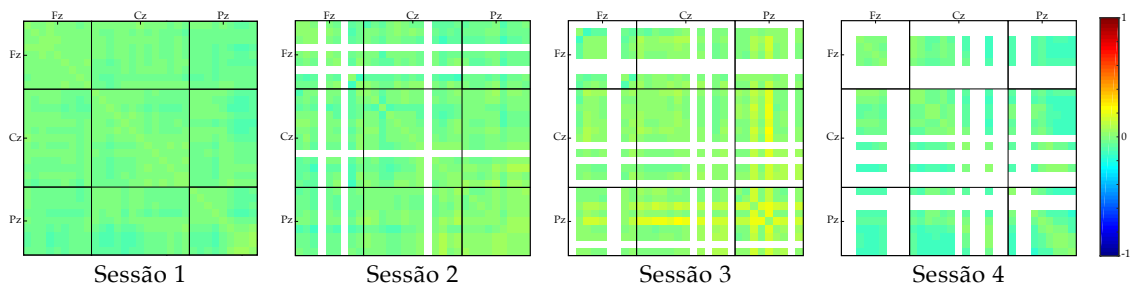


Figura B.12 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 22, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

APÊNDICE B. APÊNDICE 2: MATRIZES DIFERENÇA DA COERÊNCIA DOS PARTICIPANTES

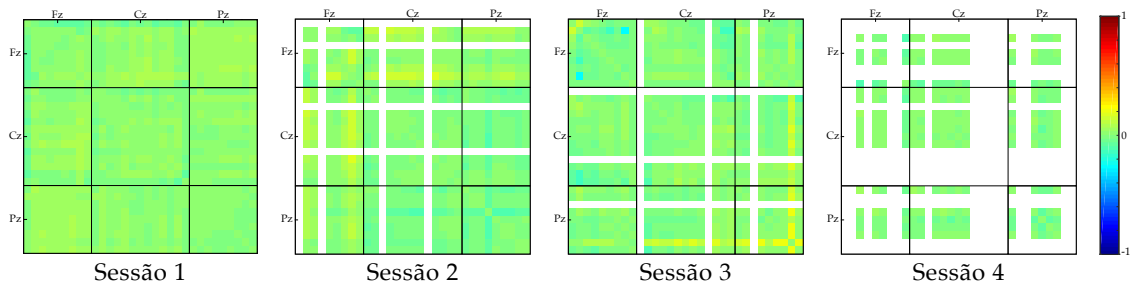


Figura B.13 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 25, para a banda de frequências Teta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

B.2 Banda Alfa

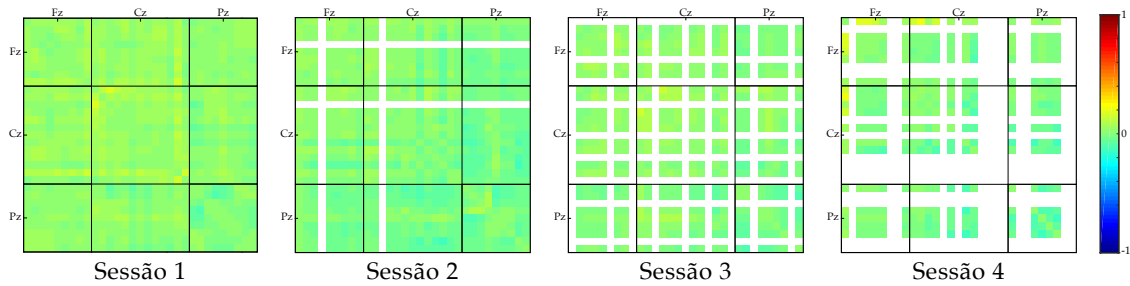


Figura B.14 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 1, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

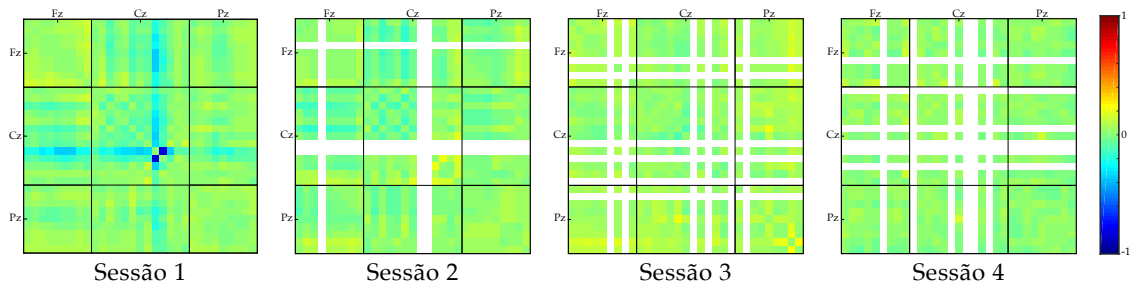


Figura B.15 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 6, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

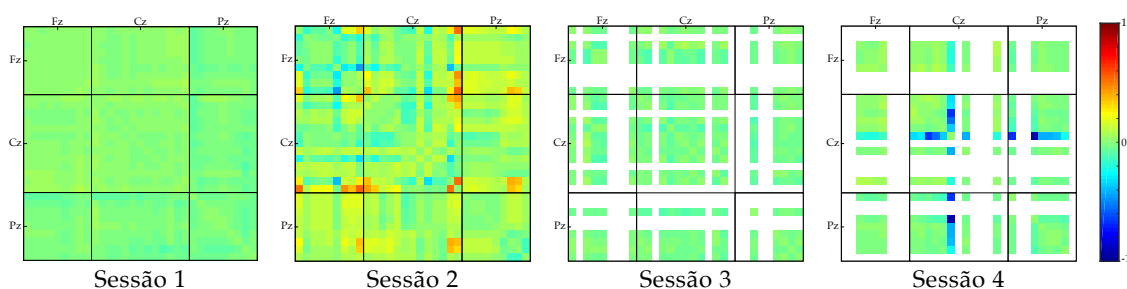


Figura B.16 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 7, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

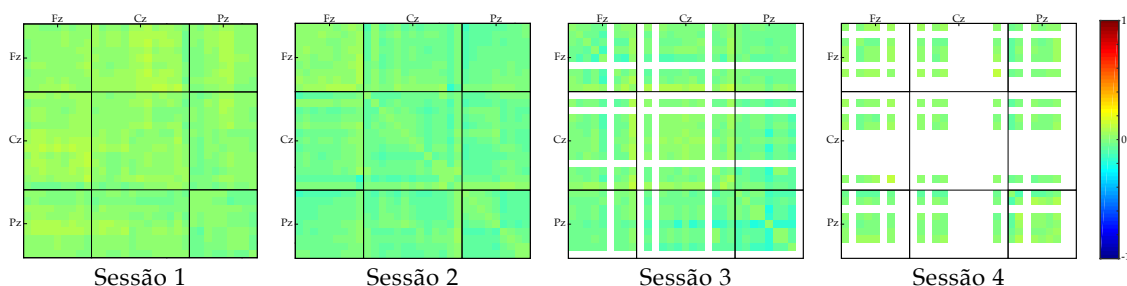


Figura B.17 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 8, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

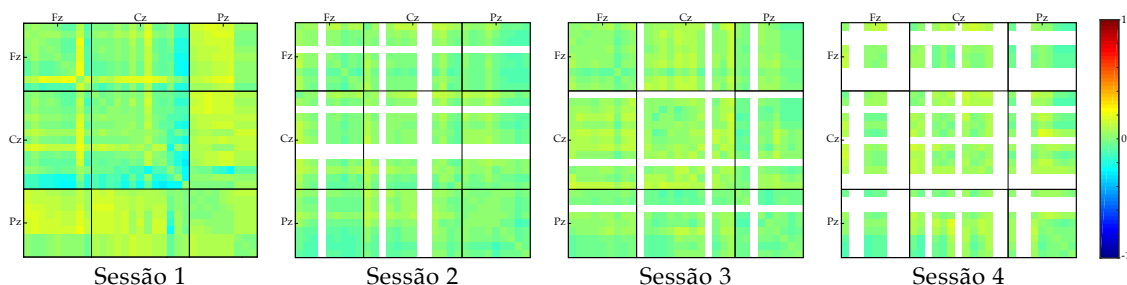


Figura B.18 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 9, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

APÊNDICE B. APÊNDICE 2: MATRIZES DIFERENÇA DA COERÊNCIA DOS PARTICIPANTES

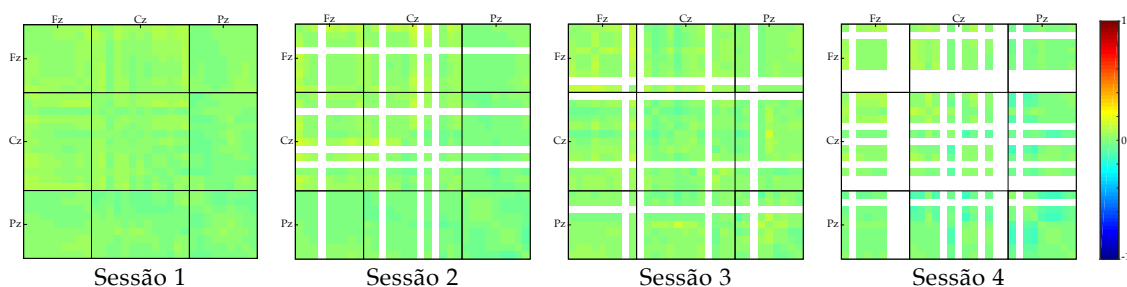


Figura B.19 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 10, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

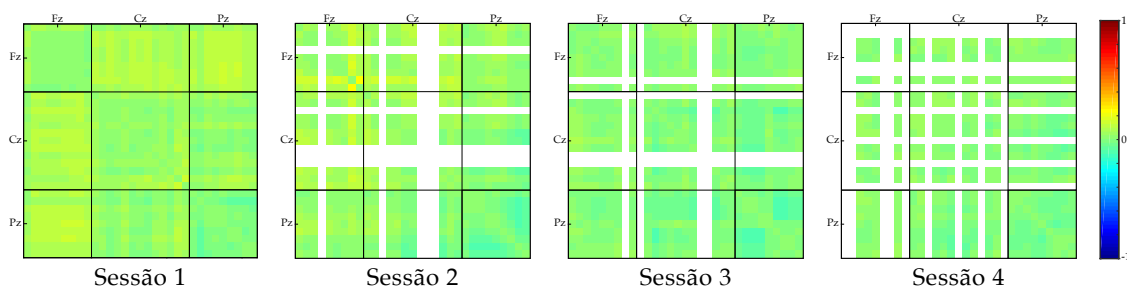


Figura B.20 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 11, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

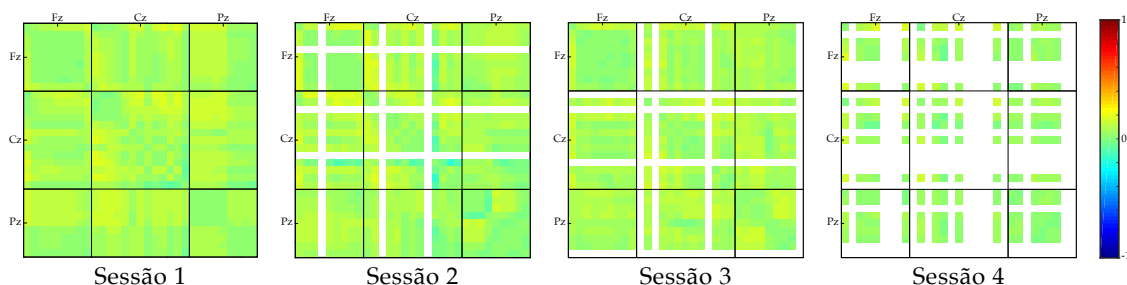


Figura B.21 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 14, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

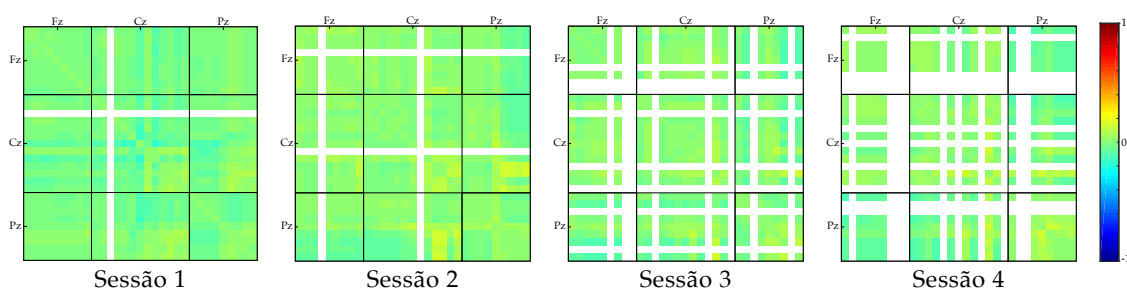


Figura B.22 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 17, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

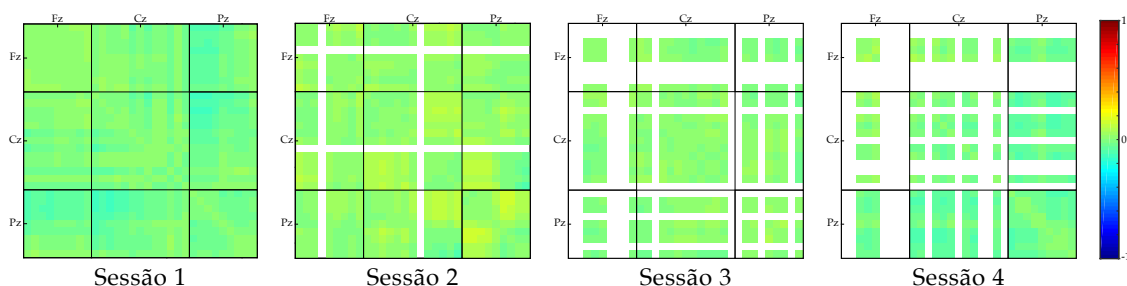


Figura B.23 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 18, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

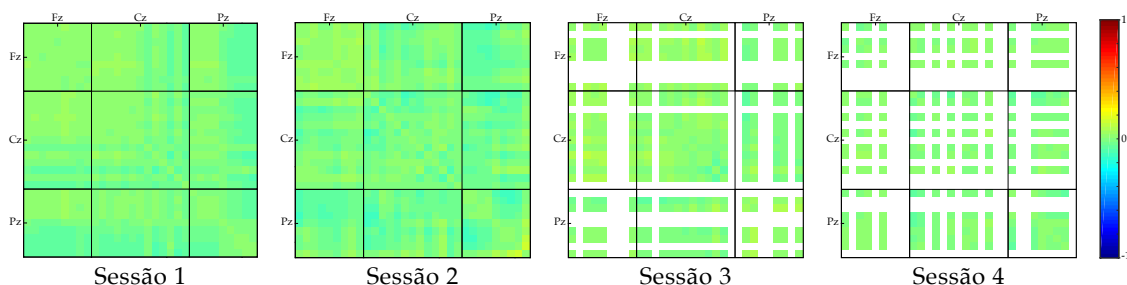


Figura B.24 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 20, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

APÊNDICE B. APÊNDICE 2: MATRIZES DIFERENÇA DA COERÊNCIA DOS PARTICIPANTES

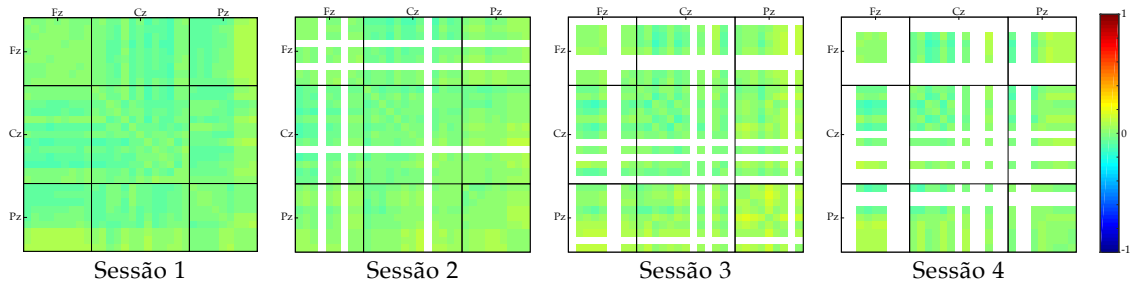


Figura B.25 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 22, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

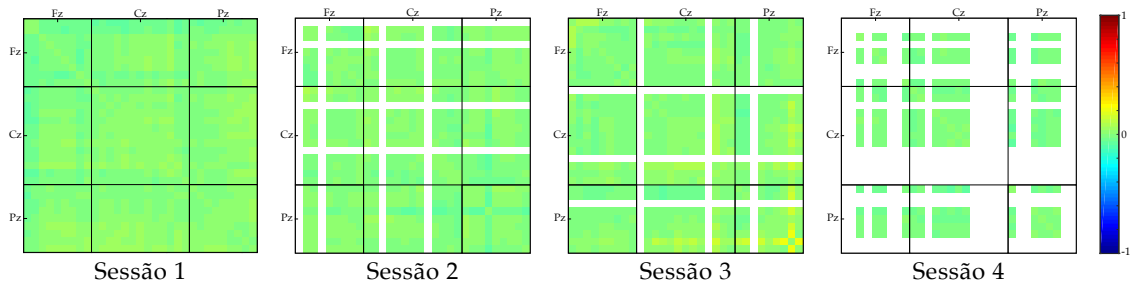


Figura B.26 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 25, para a banda de frequências Alfa. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

B.3 Banda Beta

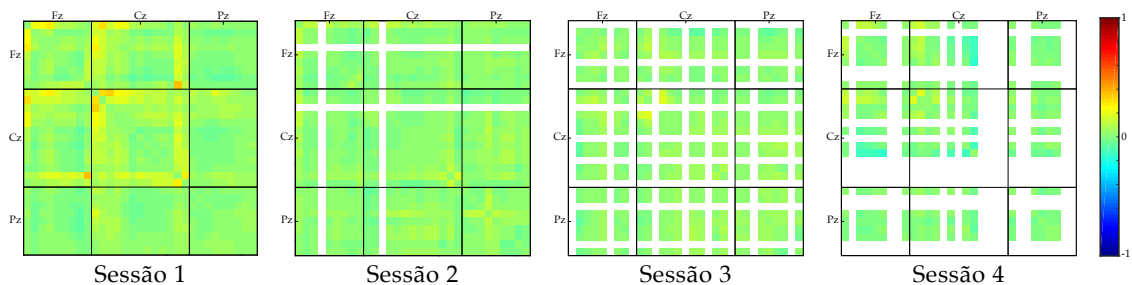


Figura B.27 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 1, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

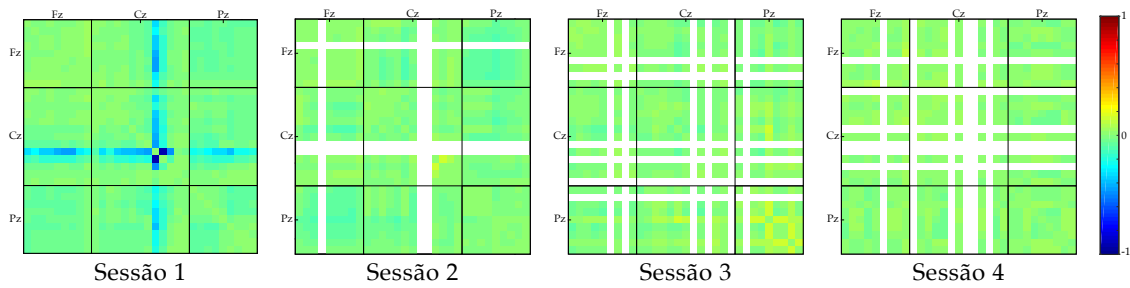


Figura B.28 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 6, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

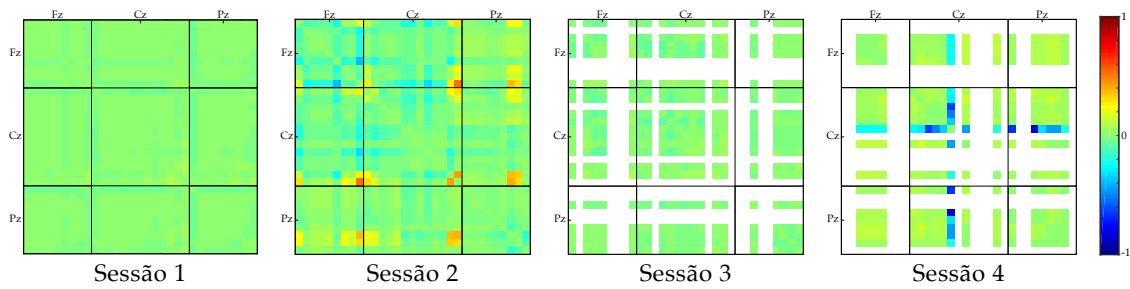


Figura B.29 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 7, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

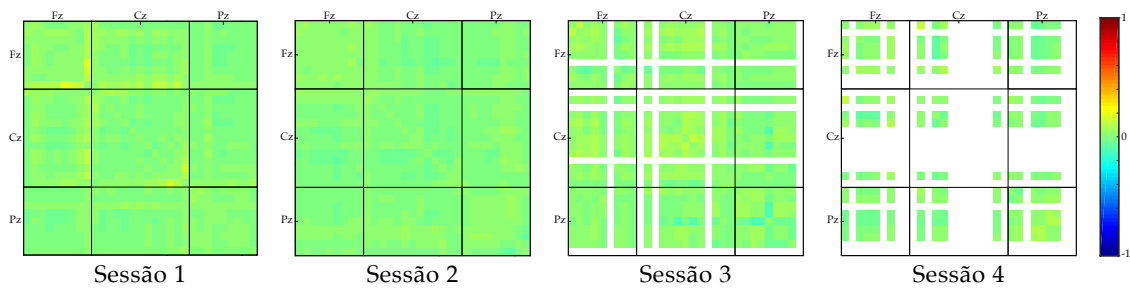


Figura B.30 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 8, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

APÊNDICE B. APÊNDICE 2: MATRIZES DIFERENÇA DA COERÊNCIA DOS PARTICIPANTES

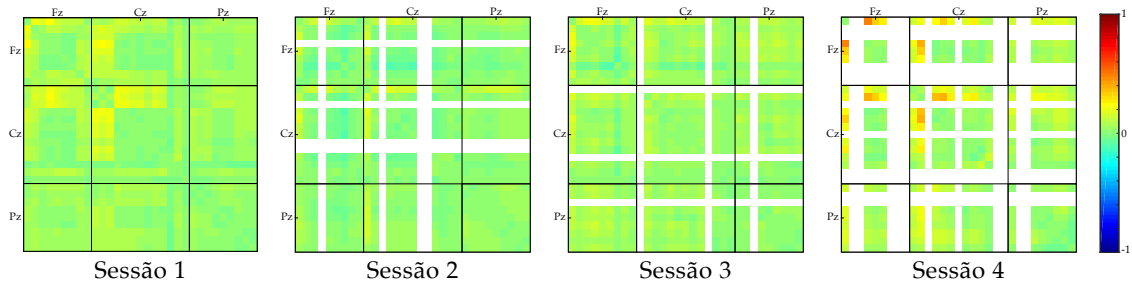


Figura B.31 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 9, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

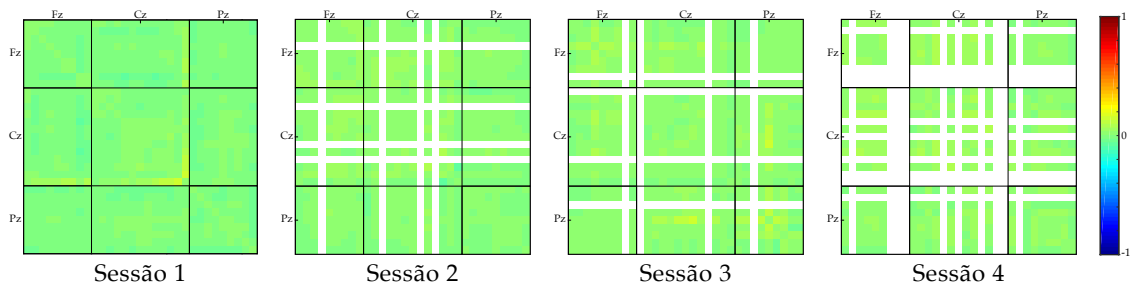


Figura B.32 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 10, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

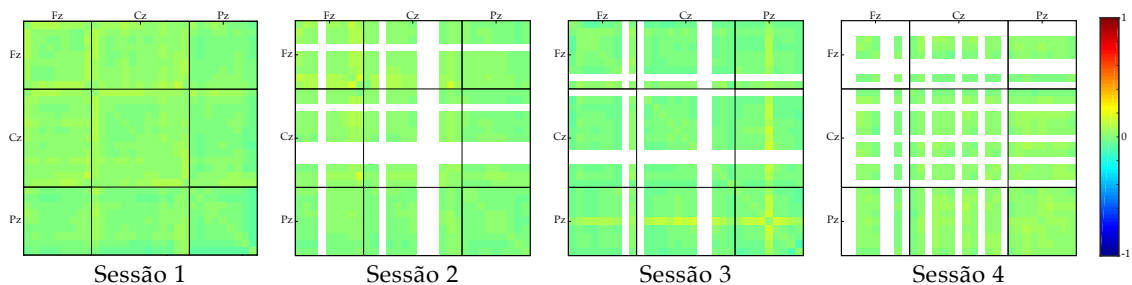


Figura B.33 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 11, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

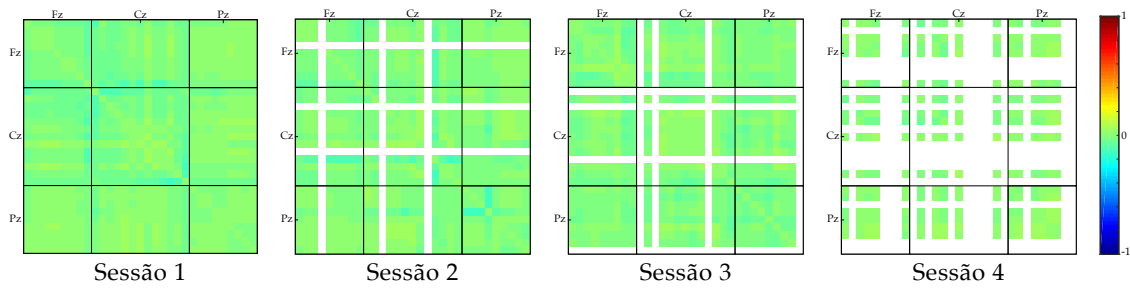


Figura B.34 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 14, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

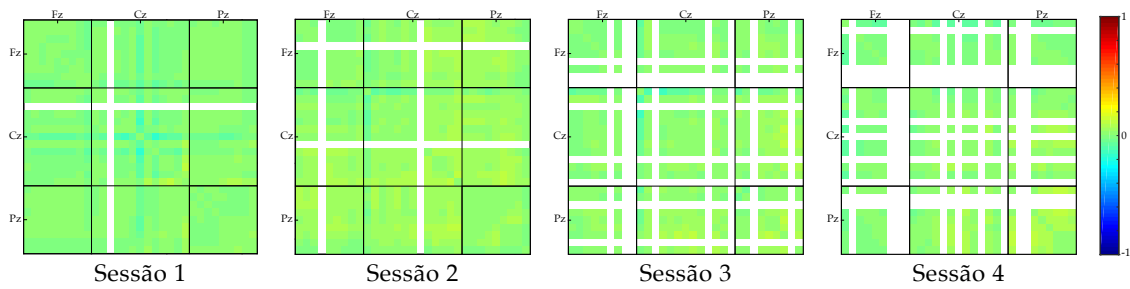


Figura B.35 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 17, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

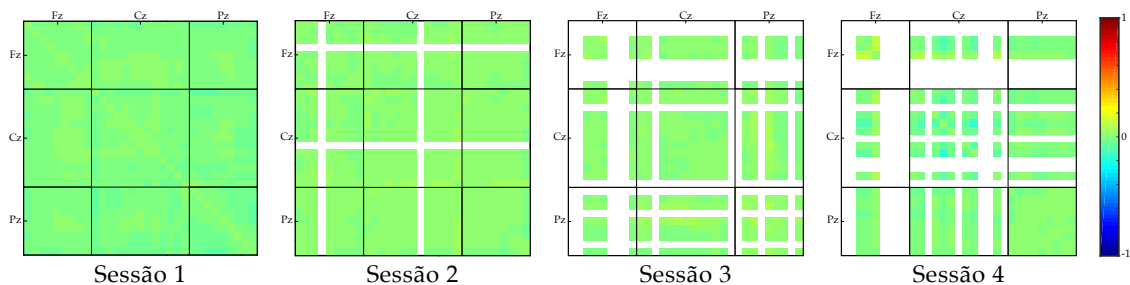


Figura B.36 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 18, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

APÊNDICE B. APÊNDICE 2: MATRIZES DIFERENÇA DA COERÊNCIA DOS PARTICIPANTES

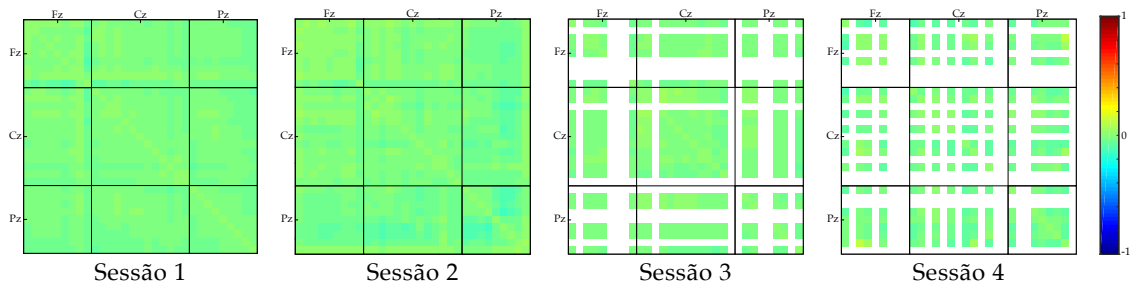


Figura B.37 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 20, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

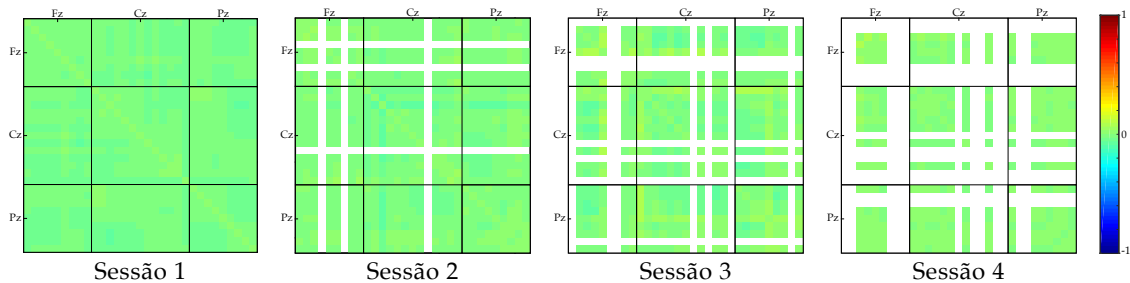


Figura B.38 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 22, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).

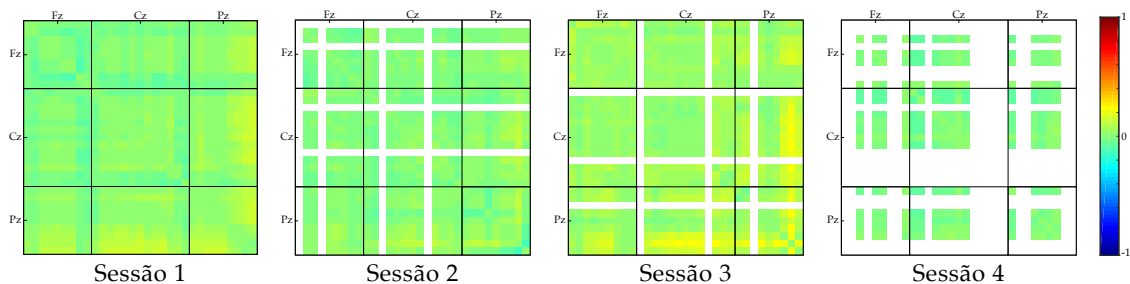


Figura B.39 – Matrizes da diferença entre coerência da tarefa de cálculo (C) e a de repouso (R) obtidas para cada uma das 4 sessões do Participante 25, para a banda de frequências Beta. Às matrizes de repouso foram subtraídas as matrizes referentes à tarefa de cálculo (R-C).